

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství



**Aplikace zpracování biomedicínských signálů
na základě Wavelet transformace**

**Application of Biomedical Signal Processing
based on Wavelet Transformation**

Zadání bakalářské práce

Student:

Terezie Kubošková

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Aplikace zpracování biomedicínských signálů na základě
Wavelet transformace
Application of Biomedical Signal Processing
based on Wavelet Transformation

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování základů filtrace signálů.
2. Nastudování základních principů spojité a diskrétní Wavelet transformace.
3. Nastudování filtrace signálů na základě Wavelet transformace.
4. Tvorba datové báze vybraných biologických signálů pro testovací účely.
5. Navržení procedury dekompozice signálů na základě Wavelet transformace s cílem filtrace.
6. Testování filtrační procedury pro biomedicínské signály.
7. Vyhodnocení výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] OWEN, Mark. *Practical signal processing*. Cambridge: Cambridge University Press, 2007. ISBN 978-0-521-85478-8.
- [2] BRUCE, Eugene N. *Biomedical signal processing and signal modeling*. New York: Wiley, c2001. Wiley series in telecommunications and signal processing. ISBN 0-471-34540-7.
- [3] ADDISON, Paul S. *The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance*. New York: Taylor & Francis, 2002. ISBN 0-7503-0692-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Alice Křest'ánová**

Datum zadání: 01.09.2019

Datum odevzdání: 30.04.2020



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě12.5.2020.....

.....Kulobří.....

Podpis studenta

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala Ing. Alici Křesťanové za její cenné rady, připomínky a vstřícnost při konzultacích této bakalářské práce. A dále bych chtěla poděkovat i panu Ing. Janu Kubičkovi za jeho odborné konzultace při vytváření této bakalářské práce.

Abstrakt

Cílem této práce je analýza vyhodnocení efektivity různých parametrů vlnkové transformace pro uměle zašuměné medicínské signály o různých intenzitách zašumění Gaussovským bílým šumem. Tato analýza je založena na statistických metodách. V první fázi je vytvořena klinická testovací databáze s medicínskými signály, dále je vytvořen algoritmus pro zašumění signálů o různých intenzitách zašumění Gaussovským bílým šumem. Následně jsou signály filtrovány pomocí vlnkové transformace a výsledky jsou analyzovány. Všechny algoritmy dílčích částí byly provedeny v prostředí MATLAB.

Klíčová slova

Vlnková transformace, disktrétní vlnková transformace, analýza signálů, biosignály, metody filtrace, šumy v signálech, šumy v obrazech, bílý Gaussovský šum, statistické metody, MATLAB

Abstract

The aim of this thesis is to analyse the evaluation of the effectiveness of different parameters of Wavelet transform for artificially noisy medical signals with different intensities of noise by Gaussian white noise. This analysis is based on statistical methods. In the first phase, is created a clinical test database with medical signals, then is created an algorithm to add noise of different intensities by Gaussian white noise to the medical signals. Then the signals are filtered using the Wavelet transform and the results are analysed. All algorithms of partial parts were performed in MATLAB environment.

Key Words

Wavelet transformation, discrete wavelet transformation, signal analysis, biosignals, filtration methods, signal noise, image noise, white Gaussian noise, statistical methods, MATLAB

Obsah

| | |
|---|----|
| Úvod..... | 12 |
| 1 Filtrace signálu | 13 |
| 1.1 Frekvenční odezva | 13 |
| 1.2 Impulzní odezva..... | 15 |
| 1.2.1 FIR filtr | 16 |
| 1.2.2 IIR filtr | 17 |
| 1.3 Další možné filtry | 17 |
| 1.3.1 Konvoluční filtr..... | 17 |
| 1.3.2 Korelační filtr..... | 18 |
| 1.3.3 Mediánový filtr | 18 |
| 1.3.4 Průměrový filtr..... | 18 |
| 2 Wavelet transformace..... | 20 |
| 2.1 Fourierova transformace | 20 |
| 2.2 Vlnková transformace..... | 20 |
| 2.3 Spojitá vlnková transformace | 21 |
| 2.3.1 Vlastnosti | 21 |
| 2.4 Diskrétní vlnková transformace..... | 21 |
| 2.4.1 Jednostupňový rozklad DWT..... | 22 |
| 2.4.2 Banky filtrů | 22 |
| 2.5 Typy mateřských vlnek..... | 23 |
| 2.5.1 Haar wavelet | 23 |
| 2.5.2 Daubechies wavelet..... | 24 |
| 2.5.3 Symlet wavelet..... | 24 |
| 2.5.4 Mexican Hat..... | 25 |
| 2.5.5 Morlet wavelet | 25 |
| 3 Šumy biomedicínských datech..... | 26 |
| 3.1 Šumy v signálech..... | 26 |
| 3.1.1 Bílý šum | 26 |
| 3.1.2 Tepelný šum..... | 26 |
| 3.1.3 Růžový šum..... | 26 |
| 3.1.4 Popcorn šum..... | 27 |
| 3.1.5 Schottkyho šum..... | 27 |
| 3.2 Šumy v obrazech..... | 28 |
| 3.2.1 Salt and Pepper šum..... | 28 |
| 3.2.2 Gaussův šum | 28 |
| 3.2.3 Poissonův šum..... | 29 |
| 3.2.4 Speckle šum | 29 |
| 3.2.5 Periodický šum..... | 30 |
| 4 Popis použitých medicínských signálů..... | 31 |
| 4.1 Krevní tlak | 31 |
| 4.2 EMG signál..... | 31 |
| 4.3 EKG signál..... | 32 |

| | | |
|-------|---|----|
| 4.4 | EGG signál..... | 34 |
| 4.5 | EEG signál..... | 34 |
| 5 | Algoritmus zpracování dat | 36 |
| 5.1 | Sestavení databáze medicínských signálů | 36 |
| 5.2 | Tvorba dat se šumem | 36 |
| 5.3 | Rekonstrukce signálů IDWT | 42 |
| 5.4 | Filtrace signálů v programu MATLAB | 42 |
| 5.5 | Filtrace signálů Vlnkovou transformací..... | 42 |
| 5.5.1 | Použité vlnky..... | 43 |
| 6 | Vyhodnocení účinnosti filtrace | 45 |
| 6.1 | Metody hodnocení | 45 |
| 6.2 | Vyhodnocení pro medicínské signály typu TK | 46 |
| 6.3 | Vyhodnocení pro medicínské signály typu EMG..... | 48 |
| 6.4 | Vyhodnocení pro medicínské signály typu EKG..... | 51 |
| 6.5 | Vyhodnocení pro medicínské signály typu EGG..... | 54 |
| 6.6 | Vyhodnocení pro medicínské signály typu EEG | 57 |
| 7 | Celkové vyhodnocení..... | 60 |
| | Závěr | 65 |
| | Literatura | 67 |
| | Seznam příloh..... | 69 |

Seznam použitých zkratek a symbolů

| | |
|---------|---|
| bior | příjmení vlnky Biorthogonal |
| cA | aproximační konstanta |
| cD | detailní konstanta |
| coif | příjmení vlnky Coiflets |
| CWT | spojitá vlnková transformace |
| db | příjmení vlnky Daubechies |
| dmey | příjmení vlnky Discrete Meyer |
| DP | dolní propust |
| DWT | diskrétní vlnková transformace |
| EEG | elektroencefalografický signál |
| EGG | elektrogastrografický signál |
| EKG | elektrokardiografický signál |
| EMG | elektromyografický signál |
| f_c | mezní frekvence |
| FIR | filtry s konečnou impulzní odezvou |
| fk | příjmení vlnky Fejér-Korovkin |
| HP | horní propust |
| IDWT | inverzní diskrétní vlnková transformace |
| IIR | filtry s nekonečnou impulzní odezvou |
| NMSE | normalizovaná střední kvadratická chyba |
| PDF | funkce hustoty pravděpodobnosti |
| PP | pásmový propust |
| PZ | pásmový zádrž |
| Q-index | univerzální index kvality |
| rbio | příjmení vlnky Revers Biorthogonal |
| SNR | signál-to-noise ratio, odstup signálu od šumu |
| STFT | krátkodobá Fourierova transformace |
| sym | příjmení vlnky Symlets |
| TK | krevní tlak |

Seznam obrázků

| | |
|--|----|
| Obr. 1.1 Reálný filtru dolní propusti [4] | 15 |
| Obr. 1.2 Impulzní odezvy FIR a IIR filtru..... | 16 |
| Obr. 1.3 Příklad výpočtu filtrace označeného prvku pomocí konvolučního filtru | 17 |
| Obr. 1.4 Příklad výpočtu filtrace označeného prvku pomocí korelačního filtru | 18 |
| Obr. 1.5 Příklad výpočtu filtrace označeného prvku pomocí mediánového filtru | 18 |
| Obr. 1.6 Příklad výpočtu filtrace označeného prvku pomocí průměrového filtru..... | 19 |
| Obr. 1.7 Porovnání průměrové a mediánové filtrace signálu..... | 19 |
| Obr. 2.1 Fourierova transformace [8]..... | 20 |
| Obr. 2.2 Krátkodobá Fourierova transformace [8]..... | 20 |
| Obr. 2.3 Wavelet transformace [8]..... | 21 |
| Obr. 2.4 Jednostupňový rozklad na aproximační a detailní koeficienty | 22 |
| Obr. 2.5 Vícetupňový rozklad na aproximační a detailní koeficienty | 23 |
| Obr. 2.6 Haar wavelet | 23 |
| Obr. 2.7 Daubechies vlnka 4. řádu | 24 |
| Obr. 2.8 Daubechies vlnka 8. řádu | 24 |
| Obr. 2.9 Symlet vlnka 4. řádu | 24 |
| Obr. 2.10 Symlet vlnka 8. řádu | 24 |
| Obr. 2.11 Mexican Hat wavelet | 25 |
| Obr. 2.12 Morlet wavelet | 25 |
| Obr. 3.1 Ukázka rozdílu zašumění signálu s růžovým nebo bílým šumem. [13]..... | 27 |
| Obr. 3.2 „Popcorn“ šum zobrazený na osciloskopu. Horní stopu považujeme za střední úroveň šumu. Dolní stopa je nízká hladina. Některá zařízení projevují šum v horní stopě s pětinasobnou amplitudou. Horizontální citlivost je 2 ms/cm. [10]..... | 27 |
| Obr. 3.3 Porovnání obrazu bez šumu a se šumem Salt and Pepper o intenzitě $d = 0,05$ | 28 |
| Obr. 3.4 Funkce hustoty pravděpodobnosti Gaussovského šumu [15] | 29 |
| Obr. 3.5 Porovnání obrazu bez šumu a s Poissonovým šumem..... | 29 |
| Obr. 3.6 Porovnání obrazu bez šumu a se Speckle šumem o intenzitě $v = 0,1$ | 30 |
| Obr. 4.1 Ukázka z datasetu „CHARIS database“, zobrazeno je dvacet sekund z prvního záznamu | 31 |
| Obr. 4.2 Ukázka signálů EMG z prvního záznamu datasetu..... | 32 |
| Obr. 4.3 Ukázka prvního záznamu z datasetu PTB Diagnostic ECG Database, osa x – čas (s), osa y – napětí (mV)..... | 33 |
| Obr. 4.4 Ukázka prvního záznamu EGG s oběma signály | 34 |
| Obr. 4.5 Ukázka všech 12 signálů druhého záznamu EEG, osa x – čas (s), osa y – napětí (μV)..... | 35 |
| Obr. 5.1 Diagram postupu praktické části..... | 36 |
| Obr. 5.2 Ukázka z prvního záznamu TK s různými úrovněmi šumu | 37 |
| Obr. 5.3 Ukázka z prvního záznamu EMG s různými úrovněmi šumu | 38 |
| Obr. 5.4 Ukázka z prvního záznamu EKG s různými úrovněmi šumu | 39 |
| Obr. 5.5 Ukázka z prvního záznamu EGG s různými úrovněmi šumu | 40 |
| Obr. 5.6 Ukázka z prvního záznamu EEG s různými úrovněmi šumu..... | 41 |

| | |
|--|----|
| Obr. 5.7 Jednostupňová rekonstrukce signálu z aproximační a detailní koeficienty | 42 |
| Obr. 5.8 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Daubechies | 43 |
| Obr. 5.9 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Symlets | 43 |
| Obr. 5.10 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Coiffets | 43 |
| Obr. 5.11 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Biorthogonal..... | 44 |
| Obr. 5.12 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Revers Biorthogonal..... | 44 |
| Obr. 5.13 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Fejer-Korovsky..... | 44 |
| Obr. 5.14 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodin Haar a Discrete Meyer..... | 44 |
| Obr. 6.1 Grafy porovnání efektivity filtrace pro signál z prvního záznamu TK..... | 47 |
| Obr. 6.2 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EMG | 49 |
| Obr. 6.3 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EKG..... | 52 |
| Obr. 6.4 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EGG..... | 55 |
| Obr. 6.5 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EEG | 58 |
| Obr. 7.1 Ukázka průběhu analýzy signálu TK při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam | 60 |
| Obr. 7.2 Ukázka průběhu analýzy signálu EMG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam..... | 61 |
| Obr. 7.3 Ukázka průběhu analýzy signálu EKG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam, první 3 svody..... | 62 |
| Obr. 7.4 Ukázka průběhu analýzy signálu EGG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam..... | 63 |
| Obr. 7.5 Ukázka průběhu analýzy signálu EEG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam, první 3 kanály..... | 64 |

Seznam tabulek

| | |
|---|----|
| Tab. 1.1 Typy filtru dle frekvenční propustnosti [4] | 14 |
| Tab. 6.1 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro signál z prvního záznamu TK.48 | |
| Tab. 6.2 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první signál z prvního záznamu EMG | 50 |
| Tab. 6.3 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EMG | 50 |
| Tab. 6.4 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první signál z prvního záznamu EKG | 53 |
| Tab. 6.5 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EKG | 53 |
| Tab. 6.6 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první signál z prvního záznamu EGG | 56 |
| Tab. 6.7 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EGG | 56 |
| Tab. 6.8 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první signál z prvního záznamu EEG | 59 |
| Tab. 6.9 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EEG | 59 |
| Tab. 7.1 Přehled vhodných a nevhodných vlánek | 60 |

Úvod

V případě analýzy signálu je to Fourierova transformace, která je základem zpracování analogových i digitálních signálů a pravděpodobně i nejznámější transformací. Fourierova transformace využívá pro rozklad signálů do spektrální roviny periodické sinusové a kosinusové funkce a získá informace o datech na určité frekvenci. Avšak vlnková transformace místo periodických funkcí využívá takzvané vlnky neboli časově omezené funkce. Pomocí těchto vlnek dokáže získat vlnková transformace informace o datech jak ve frekvenční rovině, tak v časové rovině, což je výhoda oproti Fourierově transformaci. Další výhodou je, že vlnková transformace lépe vyhodnocuje neperiodické a nestacionární signály což jsou často i medicínské signály.

Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V části teorie se práce zabývá různými typy filtrací signálů. Hlavní část teorie je věnována právě vlnkové transformaci a jejím hlavním podkategoriím. Dále se zabývá typy šumů, které se mohou objevit jak v signálech, tak v obrazech.

V praktické části je zaměřeno na tvorbu testovací databáze medicínských signálů z volně dostupných databází a jedné privátní databáze. Byly to signály EMG, EEG, EGG, EKG, krevní tlak. Pro porovnání účinnosti vlnkové filtrace byly testovací medicínské signály zašuměny pomocí Gaussovského bílého šumu, kdy bylo vytvořeno 20 úrovní šumu s postupně se zvětšující intenzitou zašumění dat. Takto zašuměné medicínské signály, byly filtrované vlnkovou transformací, u které se postupně měnily parametry jako např. úroveň rozkladu a typ filtrující vlnky.

Nakonec jsou výsledky objektivně analyzovány. Filtrované signály jsou vůči originálním signálům porovnávány pomocí objektivizačních parametrů (NMSE, Q-index, korelace). Na základě těchto informací je vyhodnocena účinnost jednotlivých parametrů vlnkové transformace při filtraci. Tím je zjištěno vhodné nastavení filtrace pomocí vlnkové transformace na daný typ signálu.

1 Filtrace signálu

Filtrace signálu patří do oblasti zpracování signálů. Lze ji definovat jako manipulaci se signálem za účelem buďto extrahovat informaci ze signálu, extrahovat informaci o vztazích mezi dvěma (nebo více) signály nebo pro vytvoření alternativního zobrazení signálu. Nejčastější úpravy signálů jsou specifikovány matematickými operacemi, ale i kvalitativními nebo fuzzy pravidly. Máme mnoho důvodů proč zpracovávat signály, ale většina z nich je v jedné z následujících kategorií: [1]

- 1) k odstranění nechtěných složek signálu, které poškozují náš signál zájmu
- 2) k extrakci informace tím, že je vykreslí zřetelnějším nebo užitečnějším způsobem
- 3) nebo k predikci následujících hodnot signálu, aby bylo možné předvídat chování zdroje signálu

Tyto důvody, lze zařadit do tří etap zpracování signálů (dle [2]):

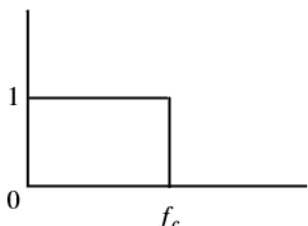
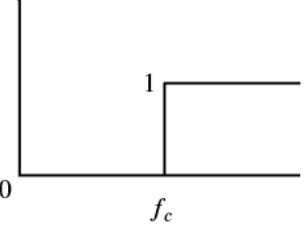
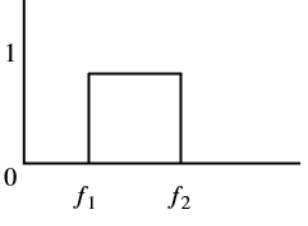
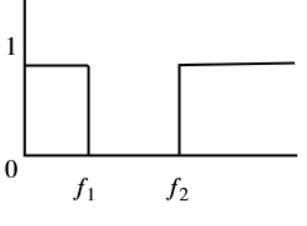
- 1) Zpracování neboli předzpracování – cílem zpracování signálu je získat „užitečnou“ informaci ze signálu. U této etapy je vstupem i výstupem je stále signál a v mnoha případech je výstupní signál konečný a již nedojde k dalším etapám.
- 2) Analýza – umožňuje nám zjistit parametry vstupního signálu. Zde je vstupem zpracovaný signál a na výstupu je signál, jenž je popsán vhodnými parametry.
- 3) Rozpoznání a klasifikace – přiřadí signál do vhodné třídy z přístupných tříd. Popsaný signál z druhé etapy je vstupním signálem a výstupem je označení třídy v níž se daný signál nachází.

Filtrace signálů patří do první etapy zpracování signálů, neboť filtrace signál transformuje tak, že výsledná signál může být zesílený nebo potlačený.

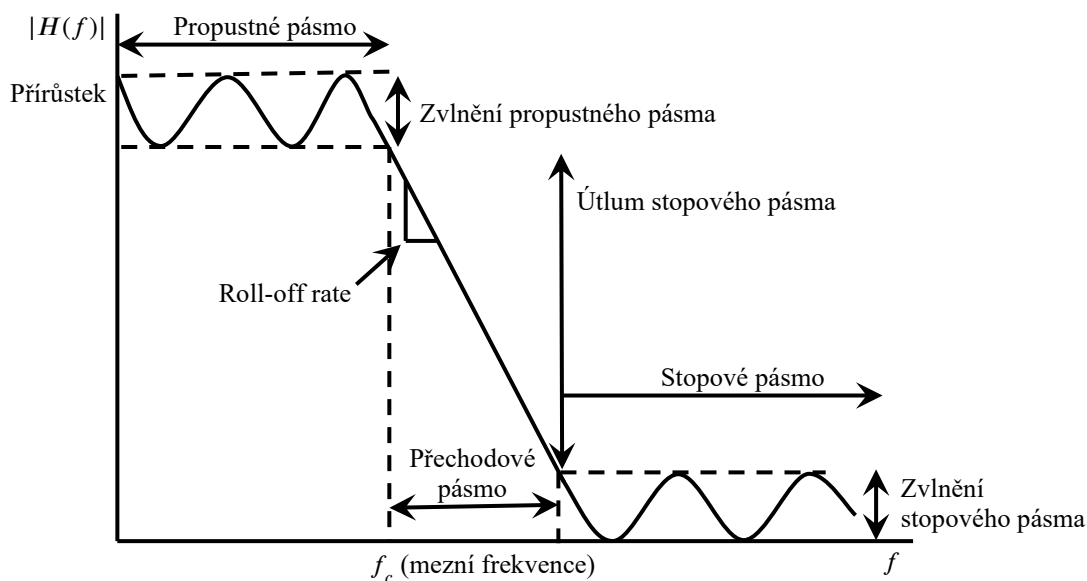
1.1 Frekvenční odezva

Ve frekvenčním pásmu můžeme filtry rozdělit do čtyřech typů: horní propust, dolní propust, pásmová propust a pásmová zádrž (tab. 1.1). Tyto typy ve frekvenčním pásmu ohraničují frekvence, jenž propouští a blokuje. Např. filtr dolní propusti propouští nízké frekvence a vysoké blokuje. [3; 4]

Tab. 1.1 Typy filtru dle frekvenční propustnosti [4]

| Typ | Ideální $H(f)$ | Popis |
|----------------------|---|---|
| Dolní propust (DP) |  | Zablokuje frekvence nad hodnotu f_c |
| Horní propust (HP) |  | Zablokuje frekvence pod hodnotu f_c |
| Pásmová propust (PP) |  | Zablokuje frekvence mimo interval $\langle f_1, f_2 \rangle$ |
| Pásmová zadrž (PZ) |  | Zablokuje frekvence v intervalu $\langle f_1, f_2 \rangle$ |

Výše zmíněné filtry jsou ideální filtry. Takového filtry nemohou existovat v reálném světě. Reálné filtry, na rozdíl od ideálních, nejsou rovné a jejich strmost je nízká. Obecná forma neideálního filtru dolní propusti je zobrazená na obr. 1.1.

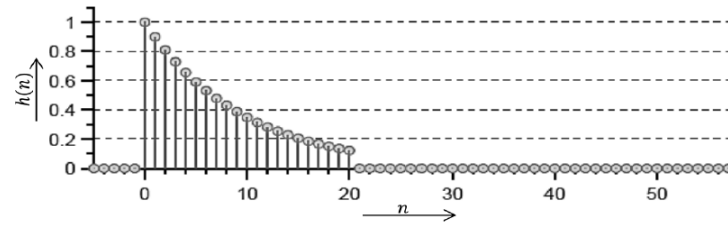


Obr. 1.1 Reálný filtru dolní propusti [4]

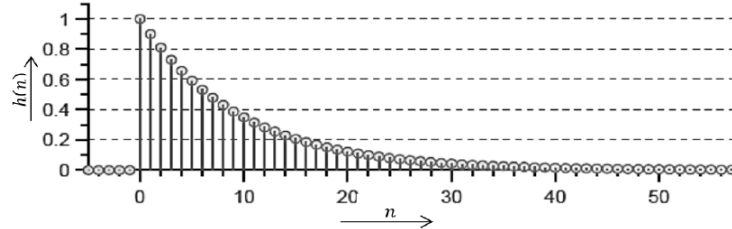
- *Propustné pásmo* je frekvenční oblast, v níž chceme zachovat původní signál.
- *Stopové pásmo* je frekvenční oblast, v níž chceme eliminovat původní signál.
- *Přechodové pásmo* je pásmo, přes které frekvenční odezva přechází z propustného do stopového pásma, čím menší tím lepší.
- *Přírůstek* je označuje maximální zesílení signálu
- *Útlum stopového pásma* je rozdíl v dB mezi přírůstkem v propustném pásmu a přírůstkem ve stopovém pásmu.
- *Vlnění propustného pásma* je maximální kolísání frekvenční odezvy v propustném pásmu
- *Vlnění stopového pásma* je maximální kolísání frekvenční odezvy ve stopovém pásmu, nepodstatné, pokud je dosaženo útlumu pásma.
- *Roll-off rate* je strmost sklonu v přechodovém pásmu. [4]

1.2 Impulzní odezva

Impulzní odezva je odezva filtru na Diracův (jednotkový) impuls. Filtry můžeme rozdělit dle délky jejich impulzní odezvy, a to na filtry s konečnou impulzní odezvou (dále jen FIR) a na filtry s nekonečnou impulzní odezvou (dále jen IIR).



Impulzní odezva FIR filtru



Impulzní odezva IIR filtru

Obr. 1.2 Impulzní odezvy FIR a IIR filtru

1.2.1 FIR filtr

FIR filtry k získání výstupních vzorků signálu využívají pouze současné a předcházející vstupní vzorky signálu, nepoužívají však žádné z předchozích výstupních vzorků signálu, je to tedy filtr nerekurzivní (bez zpětné vazby). Protože FIR filtry mají konečný počet vstupních nenulových hodnot, budou mít vždy konečný počet nenulových výstupních hodnot. Pokud se na vstupním signále po konečném počtu nenulových hodnot objeví sekvence jenom nulových hodnot, výstup z filtru bude také jednou jenom sekvencí samých nulových hodnot. [2; 5]

FIR filtry vykonávají konvoluci v časové oblasti sčítáním posunutého vstupního vzorku signálu a sekvence koeficientů signálu neboli impulsové odezvy [2]:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x_{(n-k)} \cdot h_k \quad (1)$$

Kde $N-1$ je řád FIR filtru, h_k je impulzní odezvy (koeficienty filtru).

Pro přenos FIR filtrů platí:

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \cdot z^{-n} \quad (2)$$

Pro frekvenční charakteristiku FIR filtrů platí:

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \cdot e^{-j\omega n T} \quad (3)$$

Při návrhu FIR filtru chceme, aby jeho fázová charakteristika byla lineární. Tudiž impulzní charakteristika musí splňovat jednu podmínku ze symetrické či asymetrické charakteristiky:

$$h_n = h_{(N-1-n)} \text{ nebo } h_n = -h_{(N-1-n)} \quad (4)$$

Zde můžeme ještě rozlišovat, jestli je počet vzorků N sudý nebo lichý a dle toho rozhodnout pro jaký typ filtru je vhodný.

1.2.2 IIR filtr

IIR filtry využijí i některé předcházející výstupní vzorky signálu a ty se vzorky ze vstupního signálu použijí ke kalkulaci současného výstupního vzorku signálu, jedná se tedy o rekurzivní typ filtru (se zpětnou vazbou). IIR filtry mají nekonečný počet nenulových vstupních hodnot a z toho vyplývá, že mohou mít nekonečný počet výstupních hodnot. Na rozdíl od FIR filtru, přestože se na vstupu objeví sekvence nulových hodnot nemusí to mít za následek sekvenci nulových hodnot na výstupu, zde může být stále nekonečný počet nenulových hodnot. [2; 3; 5]

IIR filtr je popsán rekurzivní diferenční rovnicí:

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i x_{n-i} - \sum_{i=1}^m K_i x_{n-i} \quad (5)$$

Kde K_i je množina zpětnovazebních parametrů, L_i je množina dopředu daných vazeb, m je počet zpoždění v rekurzivní části, který udává současně řád (zpravidla $r \leq m$).

Oproti FIR filtru potřebuje IIR filtru méně výpočtů a nezatěžuje tolik paměť jako FIR filtr. IIR filtr nepotřebuje vysoký řád filtru jako FIR filtr, aby dosáhl větší strmosti. Avšak na rozdíl od FIR filtru jsou nestabilní a jejich fázová charakteristika není lineární. FIR filtry jsou jednodušší na implementaci nežli IIR filtry. [6]

1.3 Další možné filtry

Pro filtraci signálu se mohou použít různé filtry založené na rozdílných matematických operacích. Jsou to filtry např. průměrové, mediánové nebo vypočtené pomocí statického parametru modus.

1.3.1 Konvoluční filtr

Používá se k vyhlazení signálu, jeho zpracování či k detekci hran. Vstupní signál se postupně násobí s tzv. konvolučním jádrem neboli koeficienty filtru. Konvoluční jádro se postupně posunuje po jednotlivých vzorcích signálu, při každém posunutí se vynásobí hodnoty jádra s hodnotami vzorků, následně se podělí součtem hodnot jádra a změní výslednou hodnotu daného vzorku.

| | | |
|---|--|--|
| 1 2 3 | | ← koeficienty filtru |
| 1 5 10 15 5 10 5 1 20 10 | | ← vstupní signál |
| 3 10 10 | | ← hodnoty po vynásobení |
| - $\frac{23}{6}$ - - - - - - - - | | ← výsledek po konvoluci pro jeden vzorek |

Obr. 1.3 Příklad výpočtu filtrace označeného prvku pomocí konvolučního filtru

Matematický zápis konvoluce:

$$g(x) = h * f(x) = \sum_{i=-n}^n h_i \cdot f_{x-i} \quad (6)$$

Kde h je filtr, $f(x)$ je vstupní signál, n je poloviční šířka filtru.

1.3.2 Korelační filtr

Korelační filtr pracuje velmi podobně jako konvoluční filtr. Vstupní hodnoty signálu násobí koeficienty filtru.



Obr. 1.4 Příklad výpočtu filtrace označeného prvku pomocí korelačního filtru

Matematický zápis korelace:

$$g(x) = h \circ f(x) = \sum_{i=-n}^n h_i \cdot f_{x+i} \quad (7)$$

Pokud by koeficienty filtru byly navzájem symetrické znamenalo by to, že v tomto případě je konvoluce totožná s korelací.

1.3.3 Mediánový filtr

Jedná se o jednoduchý nelineární filtr. Medián je vypočítán tak, že si vzestupně seřídí dané hodnoty okolo vzorku, pro nějž zrovna počítáme medián, z nich vybere prostřední hodnotu a tou nahradí onen vzorek. U mediánového filtru můžeme měnit parametr z kolika hodnot okolo vzorku bude počítat. Viz příklad filtrace pomocí mediánového filtru 1x3 a mediánového filtru 1x5 na obr. 1.5. [7]

| | | | | | | | | | |
|---|---|----|----|---|----|---|---|----|----|
| 1 | 5 | 10 | 15 | 5 | 10 | 5 | 1 | 20 | 10 |
|---|---|----|----|---|----|---|---|----|----|

Medián 1x3 pro vzorek 5 Medián 1x5 pro vzorek 5
 [15 5 10] → [5 10 15] → [10] [10 15 5 10 5] → [5 5 10 10 15] → [10]

Obr. 1.5 Příklady výpočtu filtrace označeného prvku pomocí mediánového filtru

1.3.4 Průměrový filtr

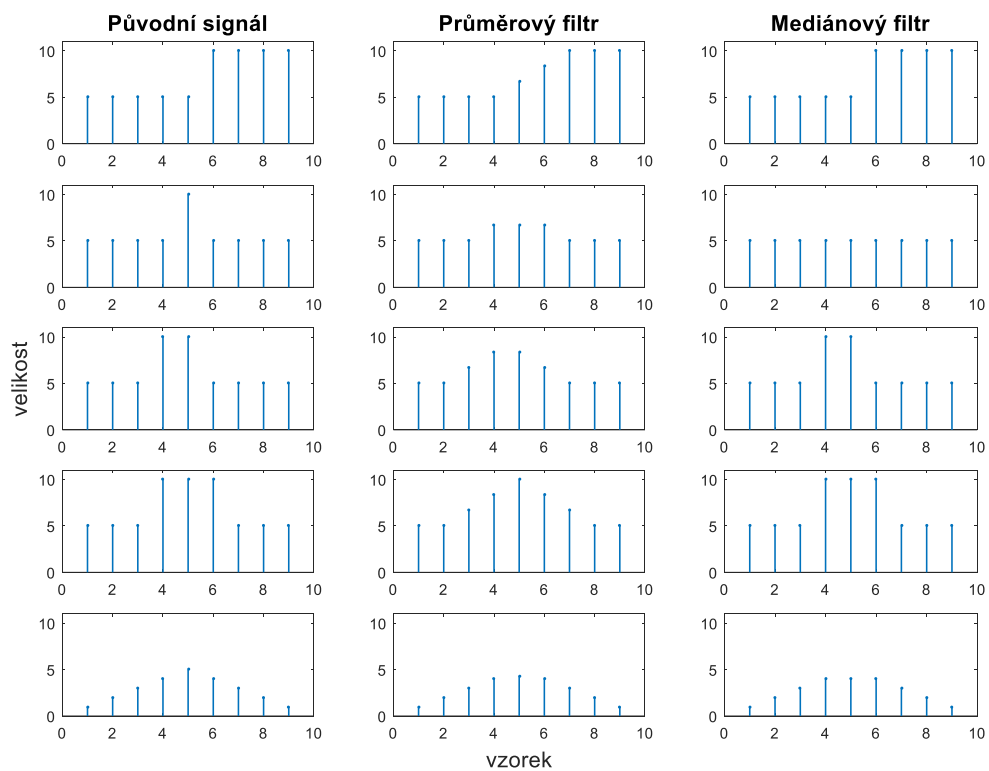
Průměrový filtr je podobný mediánovému filtru. Je to také jednoduchý, avšak nyní lineární filtr. U tohoto filtru můžeme měnit parametr z kolika hodnot bude počítat stejně jako to je u mediánového filtru. Nahrazená hodnota bude průměrem okolních hodnot. Ukázka rozdílu mezi průměrovou a mediánovou filtrací je zobrazen na obr. 1.7. Na obr. 1.6 máme stejný příklad jako v u předchozího filtru. [7]

| | | | | | | | | | |
|---|---|----|----|---|----|---|---|----|----|
| 1 | 5 | 10 | 15 | 5 | 10 | 5 | 1 | 20 | 10 |
|---|---|----|----|---|----|---|---|----|----|

Průměr 1x3 pro vzorek 5
 $[15 \ 5 \ 10] \rightarrow [10]$

Průměr 1x5 pro vzorek 5
 $[10 \ 15 \ 5 \ 10 \ 5] \rightarrow [9]$

Obr. 1.6 Příklady výpočtu filtrace označeného prvku pomocí průměrového filtru



Obr. 1.7 Porovnání průměrové a mediánové filtrace signálu

2 Wavelet transformace

Vlnková transformace (neboli Wavelet transformace) patří do skupiny integrálních transformací, které poskytují časově-frekvenční popis signálu. Na rozdíl od Fourierovy transformace dává informaci, jenž poskytuje informaci pouze o daných frekvencích v signálu, ale i o jejich umístění v čase. [8]

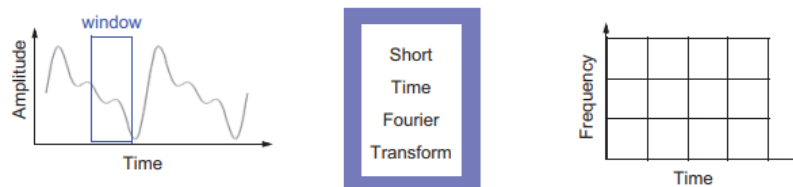
2.1 Fourierova transformace

Nejznámější způsobem, jak analyzovat signál je pomocí Fourierovy transformace. Tato analýza vezme daný signál a rozloží jej na jeho harmonické složky neboli transformuje signál z časové domény na frekvenční doménu (obr. 2.1). Tato vlastnost je velmi výhodná pro mnoho signálů, ale nehodí se na všechny, protože hlavní nevýhodou Fourierovy transformace je to, že si frekvenční spektrum nezachovává časovou informaci, či plošnou informaci budeme-li se zabývat 2D signály. [8]



Obr. 2.1 Fourierova transformace [8]

Možným řešením je *krátkodobá Fourierova transformace* (STFT – Short-Time Fourier Transform). Umožňuje časovou lokalizaci signálu tak, že analyzuje pouze malou sekci signálu v čase pomocí tzv. okna, a mapuje signál do dvoudimenzionální funkce času a frekvence (obr. 2.2). [2]



Obr. 2.2 Krátkodobá Fourierova transformace [8]

STFT poskytuje informace o tom kdy a o jaké frekvenci se daná změna na signálu stala. Nicméně tyto informace máme pouze s limitovanou přesností, která zaleží na velikosti okna a tato velikost se nemění pro celý signál, na rozdíl od Wavelet analýzy. [2]

2.2 Vlnková transformace

Vlnková analýza pracuje s proměnlivou velikostí oken neboli vlnek. Každá vlnka, jinak také básová funkce, má omezený časový interval (tj. konečný počet nenulových hodnot), anebo hodnoty mimo daný interval jsou zanedbatelně malé. Oproti Fourierově transformaci, kde je signál ovlivněn nekonečnou dlouhou sinusoidou, u vlnkové transformace je ovlivněn pouze odpovídajícím úsekem. [8]



Obr. 2.3 Wavelet transformace [8]

Bázové funkce můžeme rozdělit na mateřské vlnky ψ , otcovské vlnky ϕ a dceřiné vlnky:

- *Mateřské vlnky* ψ definují základní vlnky a určují její tvar
- *Otcovské vlnky* ϕ ze základní vlnky utvářejí odvozené vlnky, které mají různá měřítka
- *Dceřiné vlnky* jsou odvozené z rodičovských vlnek

2.3 Spojitá vlnková transformace

Spojitá vlnková transformace (Continuous Wavelet transform – CWT) je definována jako [2]:

$$c(s, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t}{s} - \tau\right) dt, \quad s > 0, \quad \tau \in \mathbb{R} \quad (8)$$

Kde $c(s, \tau)$ jsou koeficienty vlnkové transformace, které jsou získány z korelačního integrálu mezi analyzovaným signálem $f(t)$ a bázovou funkcí $\frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t}{s} - \tau\right)$, jenž označuje danou vlnku. Koeficienty $c(s, \tau)$ jsou popsány parametry s a τ , kde parametr s , označovaný jako měřítko (scale), určuje časovou dilataci a parametr τ , ovlivňuje posun po časové ose. Konstanta $s^{-\frac{1}{2}}$ zajišťuje zachování energie vlnky při změně měřítka. Tento předpis je pro všechny mateřské vlnky stejný. [2; 9]

2.3.1 Vlastnosti

- *Linearita* je to, že lineární kombinace signálu odpovídá lineární kombinaci jejich wavelet spekter.
- *Invariantnost vůči změně měřítka* popisuje děj, při kterém změna dilatace analyzované funkce způsobí stejnou změnu dilatace vlnkových koeficientů.
- *Invariantnost vůči času* popisuje děj, při kterém změna analyzované funkce po časové ose, způsobí stejnou změnu vlnkových koeficientů po ose polohy.

Spojitá vlnková transformace se nazývá spojitá, přestože analyzuje diskrétní signál. Avšak na rozdíl od diskrétní vlnkové transformace pracuje s každou velikostí měřítka, od nejmenšího měřítka k jeho maximální velikosti. Podobně je na to i posun v čase, který na rozdíl od diskrétní vlnkové transformace je plynulý po celé délce signálu. [9]

2.4 Diskrétní vlnková transformace

Hlavní nevýhodou spojitě vlnkové transformace je, že způsob, kterým zpracovává signál vyžaduje velmi vysoké výpočetní nároky. Z tohoto důvodu se používá diskrétní vlnková transformace

(Discrete Wavelet transform – DWT), která signál vzorkuje. Jednou z metod vzorkování je dyadické vzorkování dle parametrů [2]:

$$s = 2^{-j} \quad a \quad \tau = k \cdot 2^{-j}, \quad j > 0, \quad k > 0 \quad (9)$$

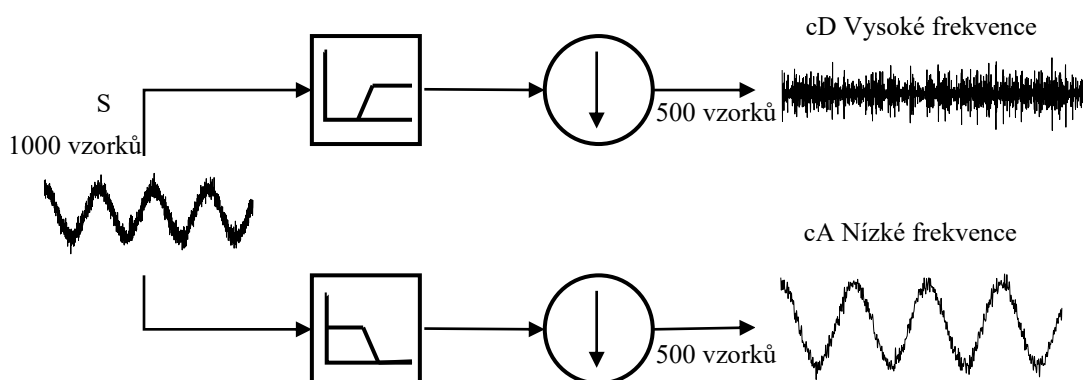
Kde j a k jsou diskrétní celočíselné kroky. Matematicky je potom dyadická diskrétní vlnková transformace:

$$c(j, k) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) 2^{\frac{j}{2}} \psi(2^j t - k) dt \quad (10)$$

Kde $c(j, k)$ jsou koeficienty disktrétní vlnkové transformace, které udávají lokální podobnost segmentu s vlnkou a jsou nerovnoměrně rozložené v časově-měřítkové rovině.

2.4.1 Jednostupňový rozklad DWT

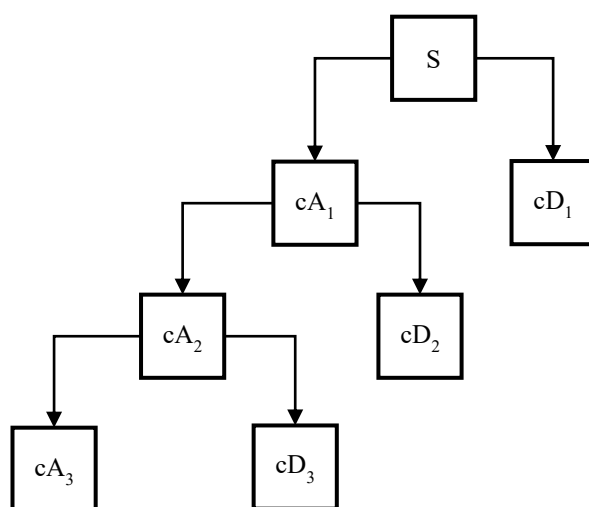
Pro mnoho signálu je informace v dolních frekvencích více důležitá nežli ve vyšších frekvencích, které však obsahují details. Ve vlnkové transformaci se o nich mluví jako o *aproximačních* a *detailních koeficientech*. Aproximační jsou vysokého měřítka pro nízko frekvenční složky signálu. Detailní jsou malého měřítka pro vysoko frekvenční složky signálu. Signál S projde dvěma komplementárními filtry a rozdělí se do dvou signálů viz obr. 2.4. [8]



Obr. 2.4 Jednostupňový rozklad na aproximační a detailní koeficienty

2.4.2 Banky filtrů

Je to víceúrovňový rozklad DWT. Slouží ke zvýšení frekvenčního rozlišení. V každé následující úrovni se znovu rozloží aproximační koeficienty na další detailní a aproximační koeficienty (obr. 2.5). Banku filtrů můžeme také nazývat stromová struktura filtrů. [2; 8]



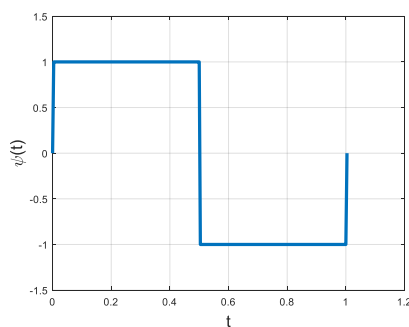
Obr. 2.5 Vícestupňový rozklad na aproximační a detailní koeficienty

2.5 Typy mateřských vlnek

Mateřské vlnky se podle svých podobných vlastností mohou dělit do několika skupin – rodin. Pak dle způsobu, jak chceme vlnkovou transformaci použít se prve vybere rodina na základě jejích obecných vlastností a následně konkrétní vlnka z rodiny. Následující typy rodin jsou popsány v [8; 9].

2.5.1 Haar wavelet

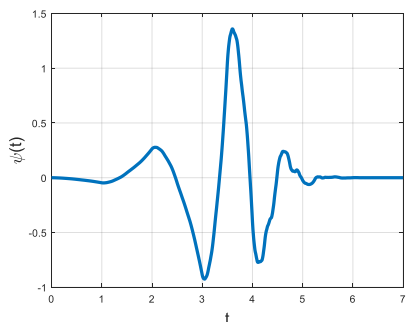
Je to nejstarší a nejjednodušší typ vlnky, patří do rodiny. Jinak se také nazývá Daubechies řádu 1. Mezi její vlastnosti se řadí symetričnost, ortogonalita a biortogonalita. Haar wavelet jde použít pro CWT i DWT.



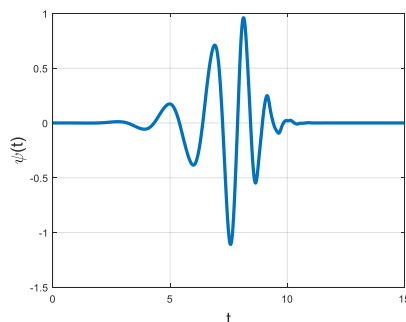
Obr. 2.6 Haar wavelet

2.5.2 Daubechies wavelet

Rodinka vlnek různého řádu, které popisuje dbN , kde db je označení rodiny a N řádu ($N \geq 1$). Délka filtru je $2N$, počet nulových momentů je N a kompaktní nosič je délky $2N - 1$. Haar wavelet je příklad $db1$. Kromě $db1$, jsou všechny vlnky asymetrické, ortogonální i biortogonální. Jsou vhodné pro CWT i DWT.



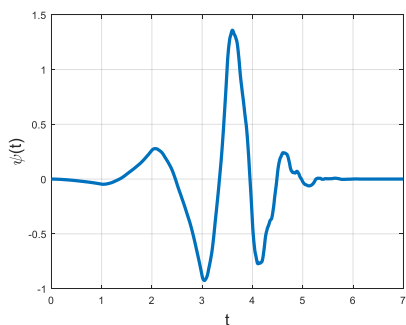
Obr. 2.7 Daubechies vlnka 4. řádu



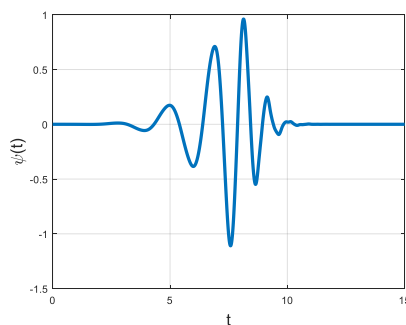
Obr. 2.8 Daubechies vlnka 8. řádu

2.5.3 Symlet wavelet

Symlet rodina je úprava Daubechies za účelem dosáhnout co největší symetričnosti. Vlastnosti obou rodin jsou skoro stejné, rozdíl je v symetričnosti, které Symlety téměř dosahují.



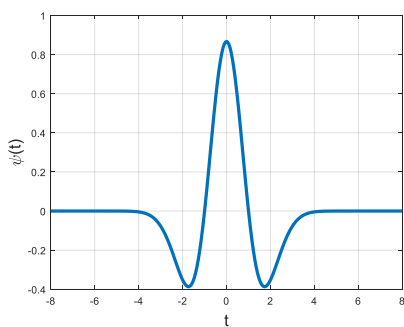
Obr. 2.9 Symlet vlnka 4. řádu



Obr. 2.10 Symlet vlnka 8. řádu

2.5.4 Mexican Hat

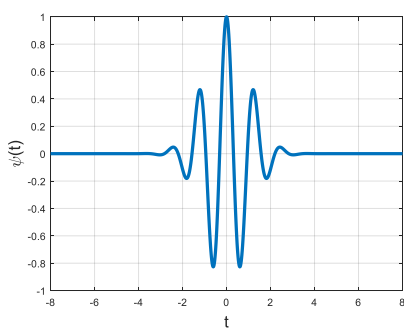
Vlnka je druhou derivací Gaussova rozdělení. Ve frekvenční oblasti má malou rozlišovací schopnost, avšak v časové oblasti je rozlišovací schopnost eminentní. Na rozdíl od předešlých typů není ortogonální a je použit pouze pro CWT.



Obr. 2.11 Mexican Hat wavelet

2.5.5 Morlet wavelet

Vlnka je vhodná k detekci oscilací, méně již k detekci singularit. Stejně jako předchozí je symetrická, ale není ortogonální a jde použít jedině pro CWT.



Obr. 2.12 Morlet wavelet

3 Šumy biomedicínských datech

Šum je naprosto náhodný signál, který se skládá z frekvencí, jež jsou náhodné jak ve velikosti amplitudy, tak ve své fázi. V signálech a digitálních obrazech ji považujeme za nechtěnou informaci a ve většině případů se jej snažíme buďto odstranit nebo alespoň uhladit. Vytváří nežádoucí jevy, které znehodnocují vypovídající hodnotu jak signálu, tak i obrazu, neboť zakrývají nebo se míchají s žádoucím signálem. Nejčastěji pochází z externích zdrojů. [10]

3.1 Šumy v signálech

Šum v signále považujeme za viditelné zkreslení signálu, které se je mnohdy nutno alespoň částečně vyfiltrvat. V signálech lze rozlišit šumy jako jsou bílý šum, tepelný, růžový, Schottkyho, popcorn šum. Všechny tyto šumy jsou popsány níže.

3.1.1 Bílý šum

Bílý šum je signál se stejnou intenzitou na všech frekvencím v širokém pásmu. Existuje pouze teoreticky, fyzikálně je nerealizovatelný náhodný signál. Autokorelační funkce $R_{\eta}(\tau)$ je dána Diracovým impulsem

$$R_{\eta}(\tau) = k \cdot \delta(\tau) \quad (11)$$

Je to tedy signál zcela nekorelovaný, v jeho časovém průběhu není žádná závislost. Pokud by bílý šum následoval Gaussovské rozložení jednalo by se o Gaussovský bílý šum, kde jeho vlastnosti jsou, že je nekorelovaný a následuje Gaussovské rozložení. [11]

3.1.2 Tepelný šum

Malé kolísání energie postačuje k vytvoření malého šumového napětí ve vodiči. Tyto náhodné výkyvy způsobené tepelným mícháním elektronů se nazývají tepelný šum. Průměrný výkon šumu je úměrný šířce pásma a absolutní teplotě vodiče. Rovnice vztahující se k průměrnému výkonu šumu k teplotě a šířce pásma je

$$P_n = k \cdot T \cdot B \quad (12)$$

Kde P_n je průměrný výkon šumu, T je teplota vodiče (K), B je šířka pásma spektra a k je Boltzmannova konstanta ($1,38 \cdot 10^{-23}$ J/K). [10; 12]

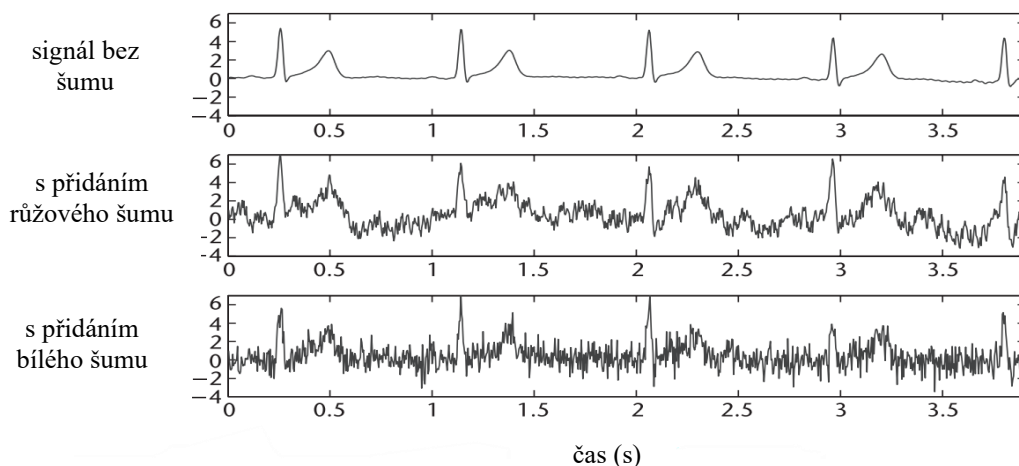
3.1.3 Růžový šum

Vyskytuje se při nízkých frekvencích pod několik kHz, proto se může označovat také jako nízko frekvenční šum. Má však i jiné názvy jako např. $1/f$ šum, protože hustota spektra šumu se zvyšuje s klesající frekvencí tedy šum se mění inverzně s frekvencí nebo kmitající šum. V polovodičových zařízeních vzniká šum v důsledku kolísání hustoty materiálu nosiče. Při kmitání hustoty nosiče a průchodu stejnosměrného proudu polovodičem dochází ke kolísání úbytku napětí, což je napětí kmitajícího šumu. Na signálech v obr. 3.1 lze vidět rozdíl mezi přidáním růžového šumu a bílého šumu.

Protože je výkon šumu nepřímo úměrný frekvenci, je možné stanovit pomocí integrace v rozsahu zkoumaných frekvencí obsah šumu ve frekvenčním pásmu.

$$N_f = K_1 \cdot \int_{f_l}^{f_h} \frac{df}{f} = K_1 \cdot \ln \frac{f_h}{f_l} \quad (13)$$

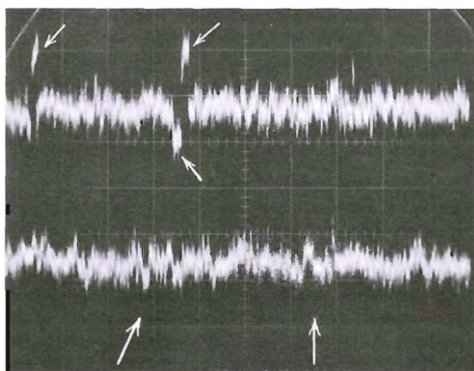
Kde N_f je výkon šumu (W), K_1 je rozměrová konstanta (W) a f_h a f_l jsou horní a dolní frekvenční limity zkoumaného pásma. [10; 12]



Obr. 3.1 Ukázka rozdílu zašumění signálu s růžovým nebo bílým šumem. [13]

3.1.4 Popcorn šum

Název „popcorn“ vznikl, když byl zdroj připojen k reproduktoru a výsledek zněl jako praskání kukuřice, šum však můžeme nalézt i pod názvem burst noise. Výkonová spektrální hustota šumu je funkce $1/f^a$ kde $1 < a < 2$.



Obr. 3.2 „Popcorn“ šum zobrazený na osciloskopu. Horní stopu považujeme za střední úroveň šumu. Dolní stopa je nízká hladina. Některá zařízení projevují šum v horní stopě s pětinasobnou amplitudou. Horizontální citlivost je 2 ms/cm. [10]

3.1.5 Schottkyho šum

Schottkyho šum je nekoherentní signál vznikající z cirkulujících částic v urychlovačích. Šum je pojmenovaný po jeho objeviteli tedy W. Schottkym, který objevil nový typ šumu ve stejnosměrném proudu a nazval jej shot šum. V literaturách se může často objevovat Schottkyho šum jako synonymum

pro shot šum, ale oba šumy se od sebe trochu liší. Např. oproti shot šumu se Schottkyho šumové spektrum sestává z nekonečného počtu hrotů, které jsou rovnoměrně vzdálených od sebe. [14]

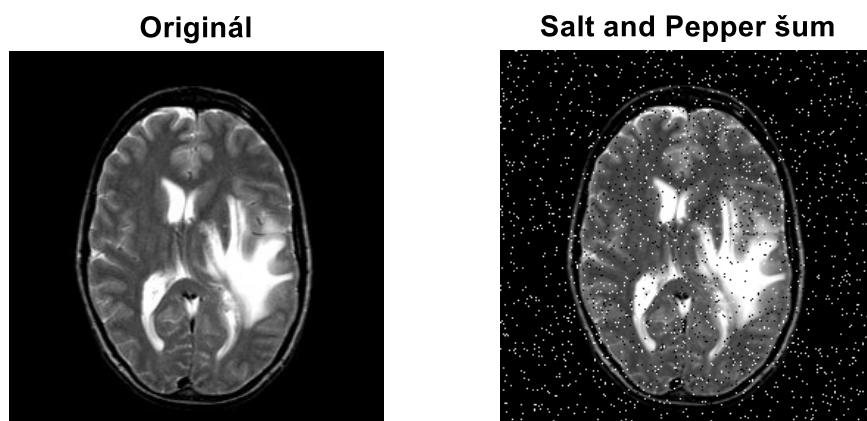
3.2 Šumy v obrazech

Šum v digitálních obrazech produkuje nežádoucí efekty jako jsou např. artefakty, nereálné okraje, neviditelné čáry nebo rozmazání. K návrhu a charakterizaci modelů šumu se používá funkce hustoty pravděpodobnosti či histogram.

3.2.1 Salt and Pepper šum

Salt and Pepper se řadí mezi impulzní šumy. Digitální obraz není celý poškozený šumem, namísto toho, se v obraze změní některé hodnoty pixelů. I přestože je obraz zašuměný, je zde možnost, že některé části obrazu jsou nezměněné. Tento šum je patrný při přenosu dat. Hodnoty obrazových pixelů jsou nahrazeny poškozenými hodnotami pixelů, a to buď maximální nebo minimální hodnotou pixelu, tj. 255 nebo 0 pokud pro přenos použito 8 bitů viz obr. 3.3. [7; 15]

Salt and Pepper šum poškozuje digitální obraz selháním pixelů v obrazových senzorech, nedostatečném úložném prostoru, chybou digitalizačního procesu a dalších.



Obr. 3.3 Porovnání obrazu bez šumu a se šumem Salt and Pepper o intenzitě $d = 0,05$

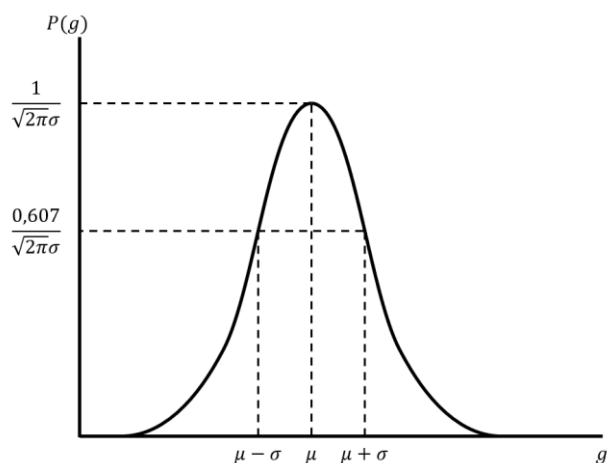
3.2.2 Gaussův šum

Gaussův šum je statistický šum a jeho funkce hustoty pravděpodobnosti je stejná jako u Gaussovského rozdělení. Jinými slovy, hodnot, kterých může šum nabývat, jsou Gaussovsky distribuovány. Zvláštní případ je bílý Gaussovský šum, ve kterém jsou hodnoty statisticky nezávislé. Gaussův šum obecně narušuje šedé hodnoty v digitálních obrazech. To je důvod, proč model Gaussového šumu je navržen a charakterizován pomocí jeho PDF¹ (obr. 3.4). [7; 15]

$$P(g) = \sqrt{\frac{1}{2\pi\sigma^2}} \cdot e^{-\frac{(g-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (14)$$

Kde g je stupnice šedi, μ je střední hodnota, σ je směrodatná odchylka šumu, viz graficky na obr. 3.4. Z grafu vidíme, že 70 % až 90 % zašuměných hodnot obrazu je mezi $\mu - \sigma$ a $\mu + \sigma$.

¹ Probability density function (PDF) je funkce hustoty pravděpodobnosti



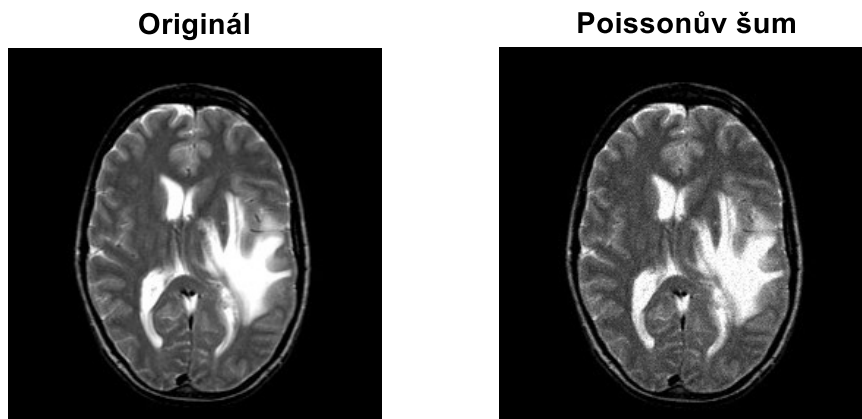
Obr. 3.4 Funkce hustoty pravděpodobnosti Gaussovského šumu [15]

3.2.3 Poissonův šum

Nazývá se také Shot noise nebo Photon noise kvůli jeho vlastnostem a vzniku. Obecně vzniká ze statistické povahy elektromagnetických vln jako jsou rentgenové záření, viditelné světlo nebo gama záření. Poissonův šum tak vzniká kolísáním fotonů, při ozařování pacienta. Výsledný obraz má prostorovou a časovou náhodnost viz obr. 3.5. Šum kopíruje Poissonovu distribuci. [16]

$$F(x|\lambda) = \frac{\lambda^x}{x!} \cdot e^{-\lambda}; \quad x = 0, 1, 2 \dots \infty \quad (15)$$

Kde λ je pravděpodobnost výskytu události za interval.



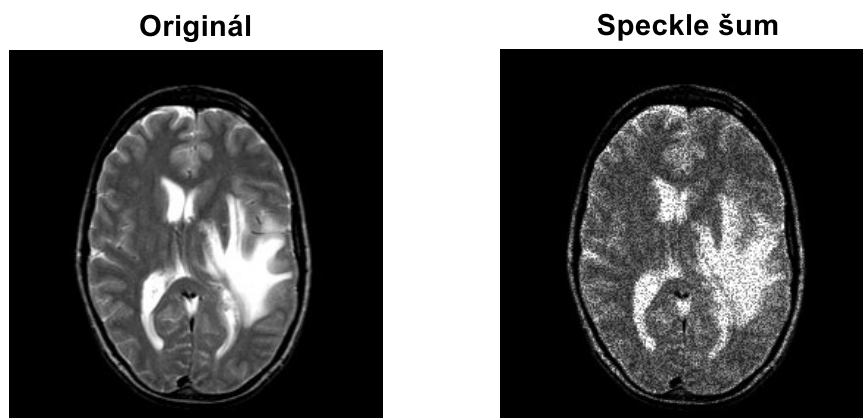
Obr. 3.5 Porovnání obrazu bez šumu a s Poissonovým šumem

3.2.4 Speckle šum

Lze upozorovat na digitálních obrazech jenž vznikly laserem, ultrazvukem, radarem atd. Jedná se o šum náhodný a deterministický viz obr. 3.6. Jeho funkce hustoty pravděpodobnosti odpovídá gama distribuci. [17]

$$g(n, m) = f(n, m) \cdot u(n, m) + \xi(n, m) \quad (16)$$

Kde $u(n, m)$ je multiplikativní složka a $\xi(n, m)$ je aditivní složka Speckle šumu. Hodnoty n a m označují axiální a laterální indexy vzorků obrazu.



Obr. 3.6 Porovnání obrazu bez šumu a se Speckle šumem o intenzitě $v = 0,1$

3.2.5 Periodický šum

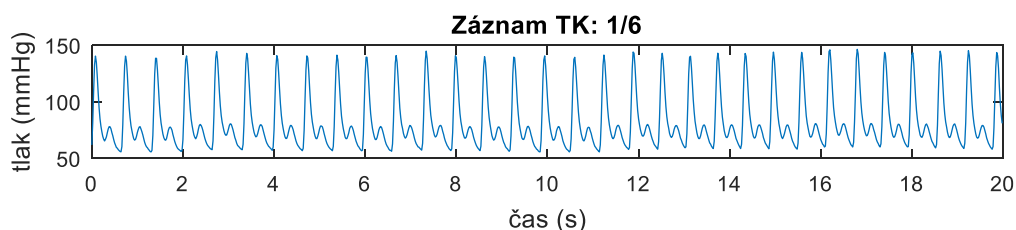
Tento šum je generován z rušení elektroniky, zejména v napájecím signálu během snímání obrazu. Jeho specifické vlastnosti jsou prostorová závislost a sinusová povaha. Vyskytuje se ve frekvenční doméně a jde jej odstranit pomocí úzkopásmového filtru. [15]

4 Popis použitých medicínských signálů

V této práci se budu zabývat filtracemi různých medicínských signálů. Mezi zkoumané signály jsou zařazeny signál EKG, EEG, EMG, EGG a signál krevního tlaku. Pro signály EKG, EMG a krevního tlaku (TK) byla využita databáze biologických signálů PhysioNet [18]. Signály EEG a EGG byly nasnímány ve školních laboratořích za použití systému g.USBamp firmy g.tec (sériové číslo UB-2011.07.40). Vlastnosti jednotlivých medicínských signálů je popsáno níže. Všechny záznamy medicínských signálů jsou také obsahem přílohy.

4.1 Krevní tlak

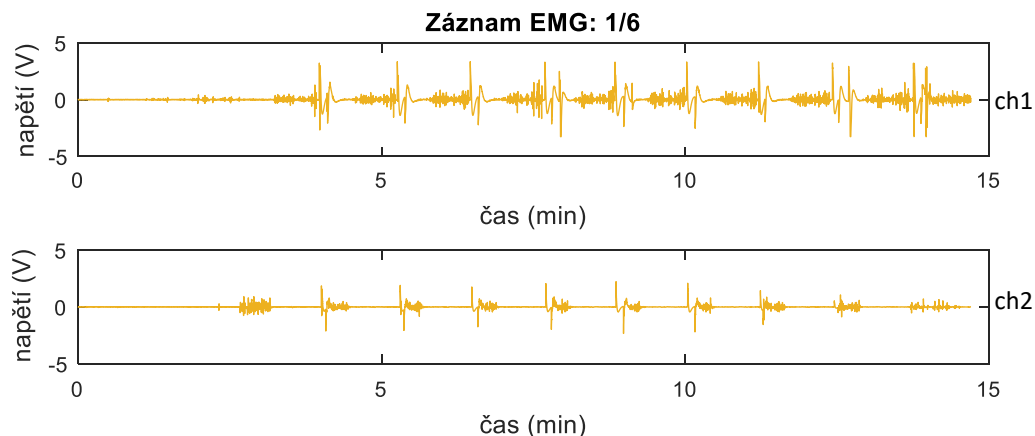
Stahem srdečního svalu se vytvoří tlaková síla, jež vypuzuje krev do aorty a plicnice, a právě tato tlaková síla je měřena. Krevní tlak je mnohdy první vyšetřovací metodou, kterou pacient podstoupí, kvůli jeho rychlému snímání a jednoduchému zhodnocení stavu kardiovaskulárního systému. Ve vybraném datasetu „CHARIS database“ [19] je krevní tlak měřen invazivní metodou přesněji měření probíhalo kontinuálně se zavedeným katetrem v a. radialis. Signál byl dále získán z klinického monitoru při vzorkovací frekvenci 50 Hz s rozlišením 1,41 mV při analogovém vstupním rozsahu ± 5 V, což je ekvivalentní tlakovému rozlišení 0,14 mmHg a dynamickému rozsahu ± 500 mmHg. Ke zpracování bylo vybráno šest záznamů, kde každý obsahuje minutový signál nasnímaného krevního tlaku. Jako ukázka byl zvolen první záznam z datasetu viz obr. 4.1.



Obr. 4.1 Ukázka z datasetu „CHARIS database“, zobrazeno je dvacet sekund z prvního záznamu

4.2 EMG signál

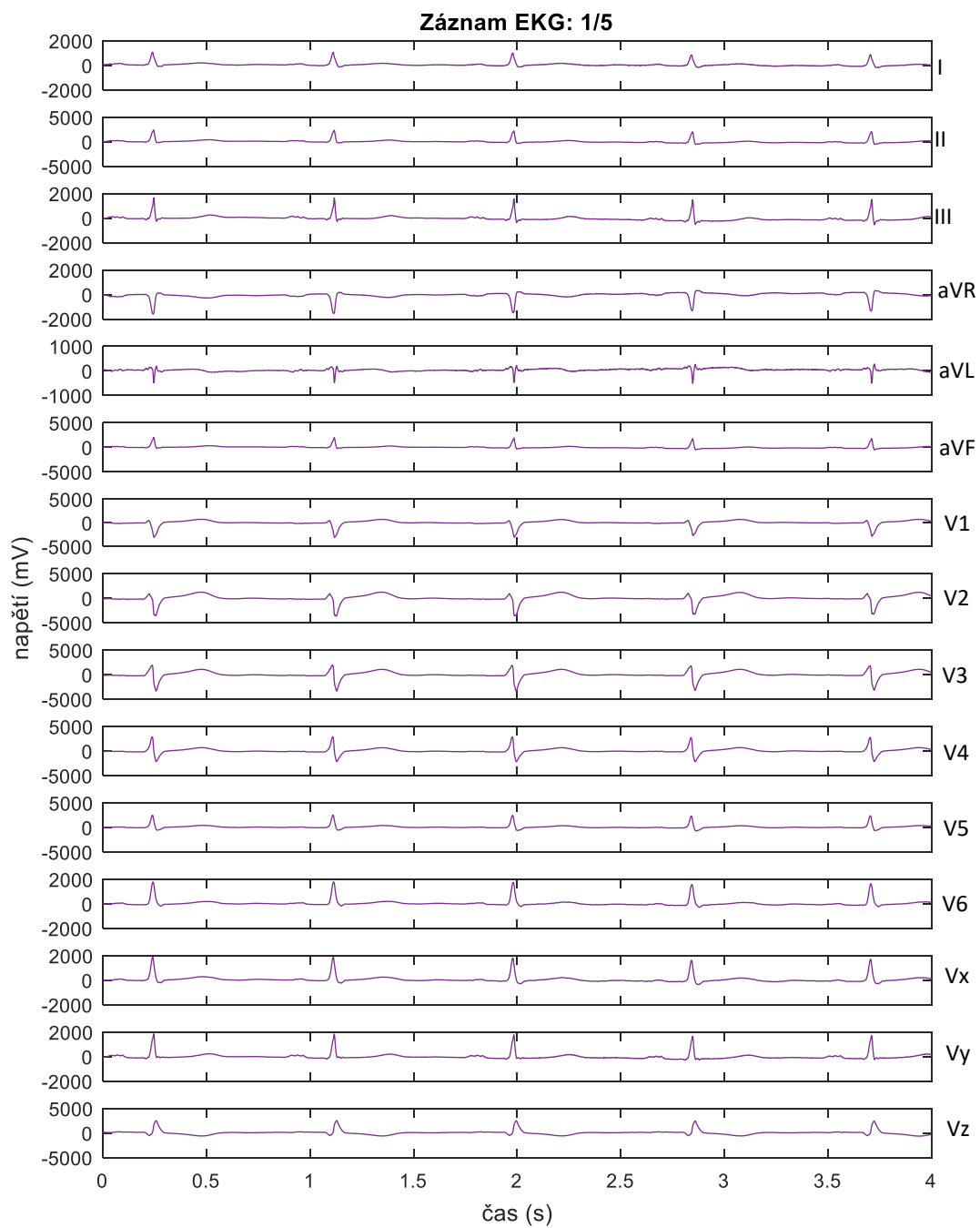
Elektromyografický (EMG) signál vzniká činností kosterního svalstva, tedy je generován akčními potenciály svalových vláken. Z databáze byl vybrán dataset s názvem „Modulation of Plantar Pressure and Muscle During Gait“ [20], kde signály byly nasnímány za použití dvoukanálového záznamového zařízení (Feedback Logger, DKH, Tokyo, Japan) a povrchového EMG senzoru (SX230-1000, Biometrics Ltd, Newport., UK) při 1000 Hz. Senzor snímal aktivitu svalu gastrocnemius medialis během deseti minutové chůze. Z datasetu bylo náhodně vybráno šest záznamů o dvou signálech, kde každý záznam je dlouhý 10 až 15 minut. V obr. 4.2 lze vidět první záznam z EMG datasetu.



Obr. 4.2 Ukázka signálů EMG z prvního záznamu datasetu

4.3 EKG signál

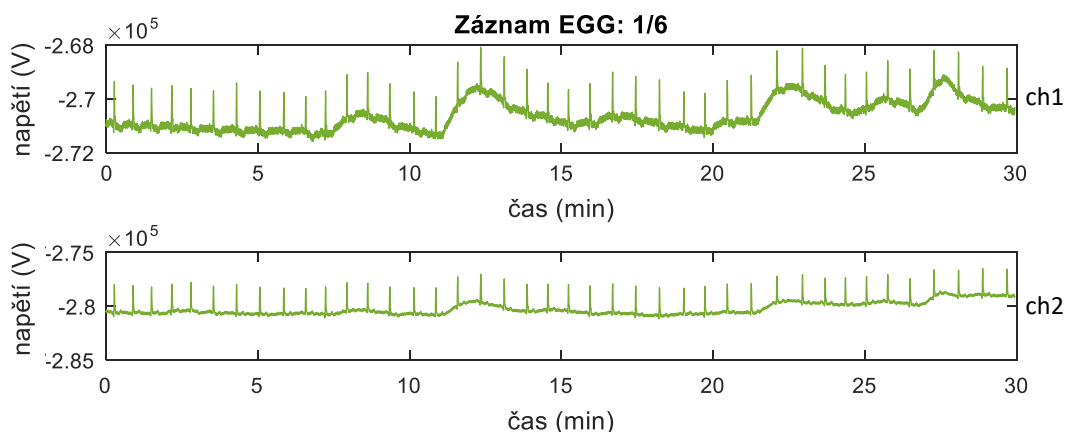
Elektrokardiografický (EKG) signál vzniká činností srdce, přesněji akčními potenciály srdečních svalových buněk a buněk srdečního převodního systému. Nejčastěji jej snímáme z povrchu těla, a to pomocí hrudních elektrod a končetinových elektrod. Pro analýzu EKG signálu byl vybrán záznam EKG, který byl nasnímán pomocí 12 svodového systému (I, II, III, aVR, aVL, aVF a $V_1 - V_6$) a současně i z Frankova svodového systému (vx, vy a vz). Dataset z databáze PhysioNet pod názvem „PTB Diagnostic ECG Database“ [21], obsahuje 15 současně nasnímaných signálů EKG s vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Z databáze bylo vybráno pět záznamů, kde každý z nich obsahuje 15 nasnímaných signálů. První záznam je zobrazen na obr. 4.3.



Obr. 4.3 Ukázka prvního záznamu z datasetu PTB Diagnostic ECG Database,
osa x – čas (s), osa y – napětí (mV)

4.4 EGG signál

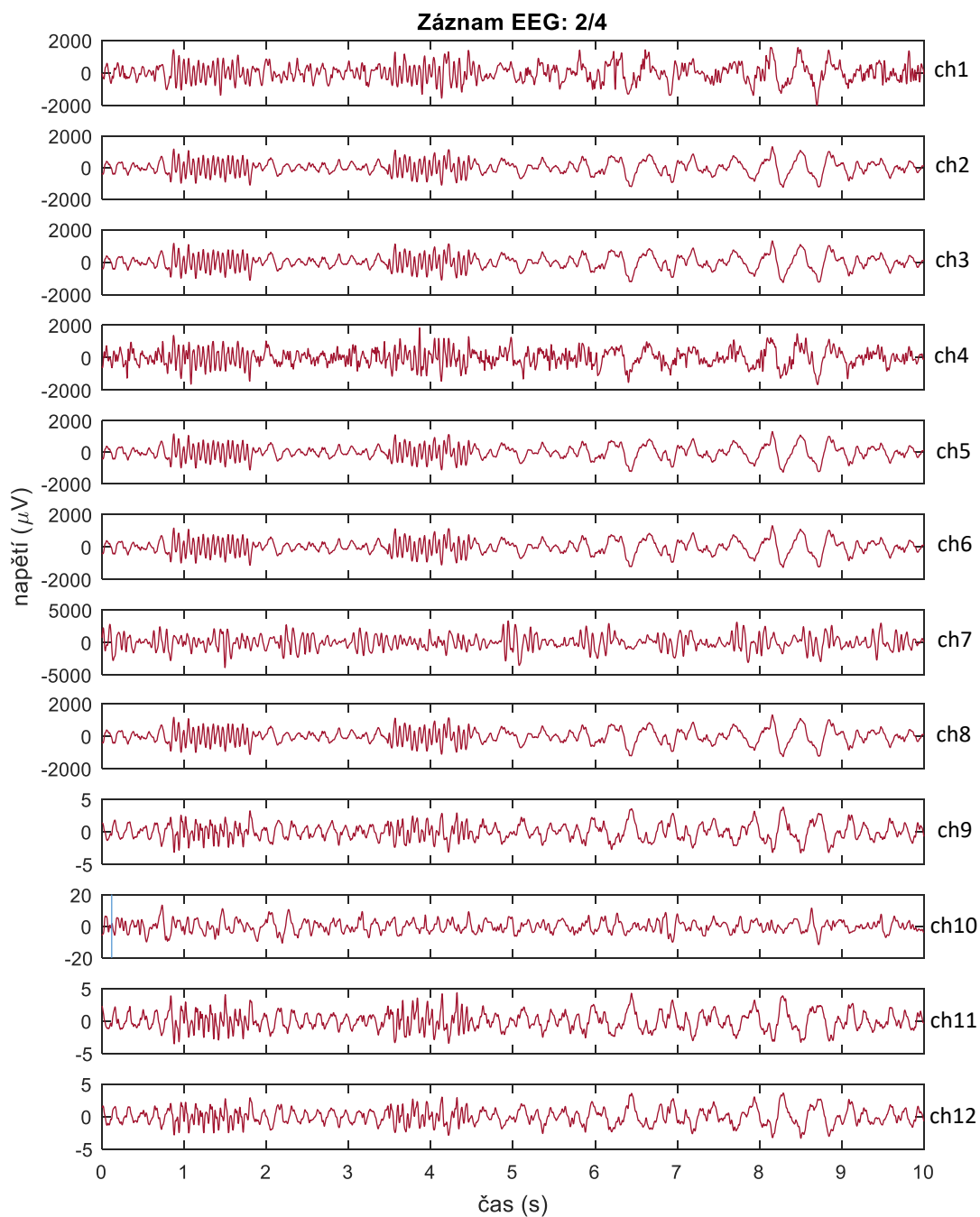
Při činnosti žaludečního hladkého svalstva se generuje elektrogastrografický (EGG) signál, který se může snímat jak nitrožaludečně tak pomocí povrchových elektrod (běžnější metoda) umístěných na břišní stěně. Signál byl naměřen ve škole a bylo realizováno čtyřkanálově s elektrodami Ag/AgCl s využitím systému g.tec propojeného přes USB k počítači. Všechny záznamy patří zdravým lidem a jejich délka se pohybuje okolo hodiny. V obr. 4.4 lze vidět první záznam z EGG datasetu.



Obr. 4.4 Ukázka prvního záznamu EGG s oběma signály

4.5 EEG signál

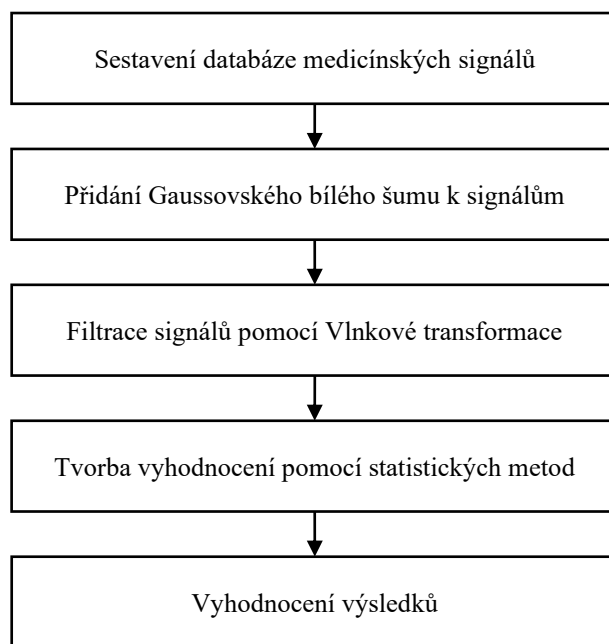
Signál je generován aktivitou mozkových neuronů. Elektroencefalografický (EEG) záznam může být snímán invazivně, ale častěji je snímán neinvazivně pomocí povrchových elektrod. Využitý dataset byl naměřen ve škole a ke snímání využili systém g.tec a k němu připojili 14 Ag/AgCl elektrod včetně dvou zemnicích na uchu. Elektrody byly rozmístěny rovnoměrně v oblasti hlavy spolu s dostatečnou vrstvou vodícího gelu. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 256 Hz. Z datasetu byly vybrány čtyři záznamy obsahující 12 svodů. Jako ukázka byl zvolen druhý záznam z datasetu viz obr. 4.5.



Obr. 4.5 Ukázka všech 12 signálů druhého záznamu EEG,
osa x – čas (s), osa y – napětí (μV)

5 Algoritmus zpracování dat

Řešení praktické části této práce popisuje obr. 5.1. Za prvé byla sestavena databáze z dat popsaných v kapitole 5 a tyto data byla upravena, aby následující výpočty postupovaly plynuleji. Na upravené signály jsem následovně aplikovala aditivní Gaussovský šum o různých hodnotách a výsledkem jsou zašuměné data. Dále se prostřednictvím vlnkové filtrace tyto signály vyfiltrují, a nakonec se vyfiltrované signály vyhodnotí pomocí vyhodnocovacích metod.



Obr. 5.1 Diagram postupu praktické části

5.1 Sestavení databáze medicínských signálů

Všechny data byla načtena do programu MATLAB, kde následně byla vložena do jednotné struktury pro jednodušší zpracovatelnost v dalších krocích. Strukturu tvoří celkem 27 záznamů, které dohromady obsahují 153 signálů. Pro přehlednost a rychlejší výpočty byly některé signály časově zkráceny. Přehled použitých časových úseků pro jednotlivé signály:

- Signály krevního tlaku byly z 376 hodin zkráceny na 20 sekund
- Signály EMG byly z rozlišných času 10-15 minut nastaveny na 10 minut
- Signály EKG byly zkráceny z původních 2 minut na 4 sekundy
- Signály EEG byly z rozlišných časů nastaveny na 10 sekund
- Signálům EGG byla zachována původní délka 30 minut

5.2 Tvorba dat se šumem

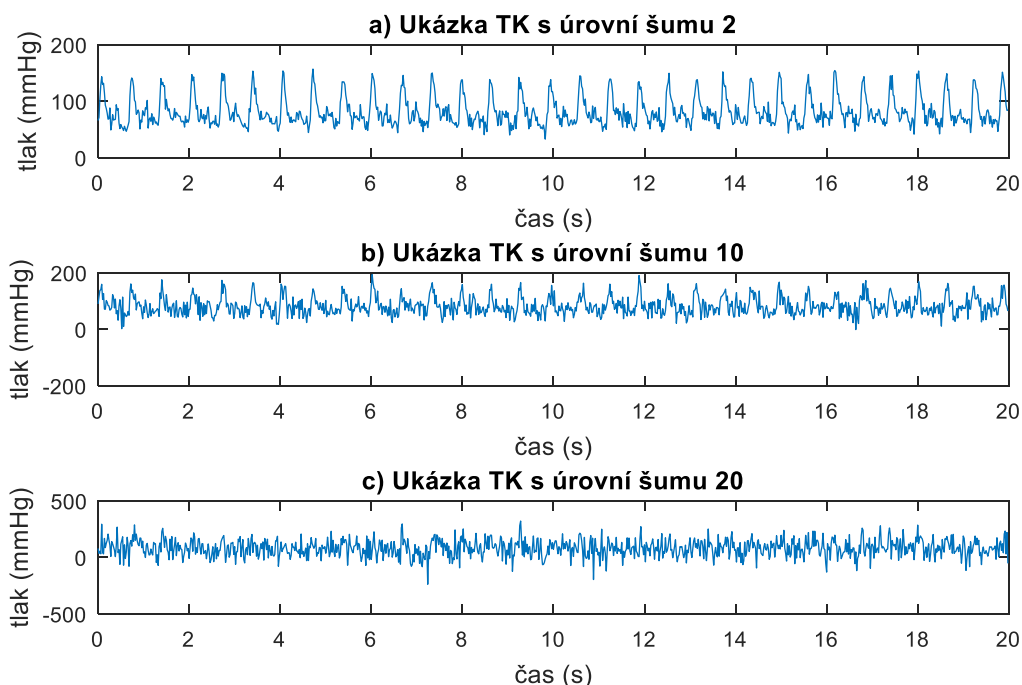
Pro objektivní zhodnocení signálů, které budou filtrované pomocí vlnkové transformace byly tyto signály prve uměle zašuměny. K zašumění signálu v programu MATLAB byl naimplementován do vstupního signálu Gaussovský bílý šum, který je nekorelovaný a je následován Gaussovským rozložením. Jeho střední hodnota je rovna nule. U Gaussovského šumu bylo nutné nastavit hodnotu

SNR, což je velikost odstupu signálu od šumu. Čím vyšší tato hodnota je tím menší je vliv vytvořeného šumu na signál.

Vzhledem k počtu signálů, ke kterým bylo potřeba přidat šum, byl vytvořen skript `pridatSum`, který automatizovaně zašumí načtené signály ve struktuře. Ve skriptu lze ovlivnit počet úrovní zašumění, v této práci jsem použila 20 různých úrovní šumu, hodnota SNR byla přizpůsobena pro každý typ medicínského signálu.

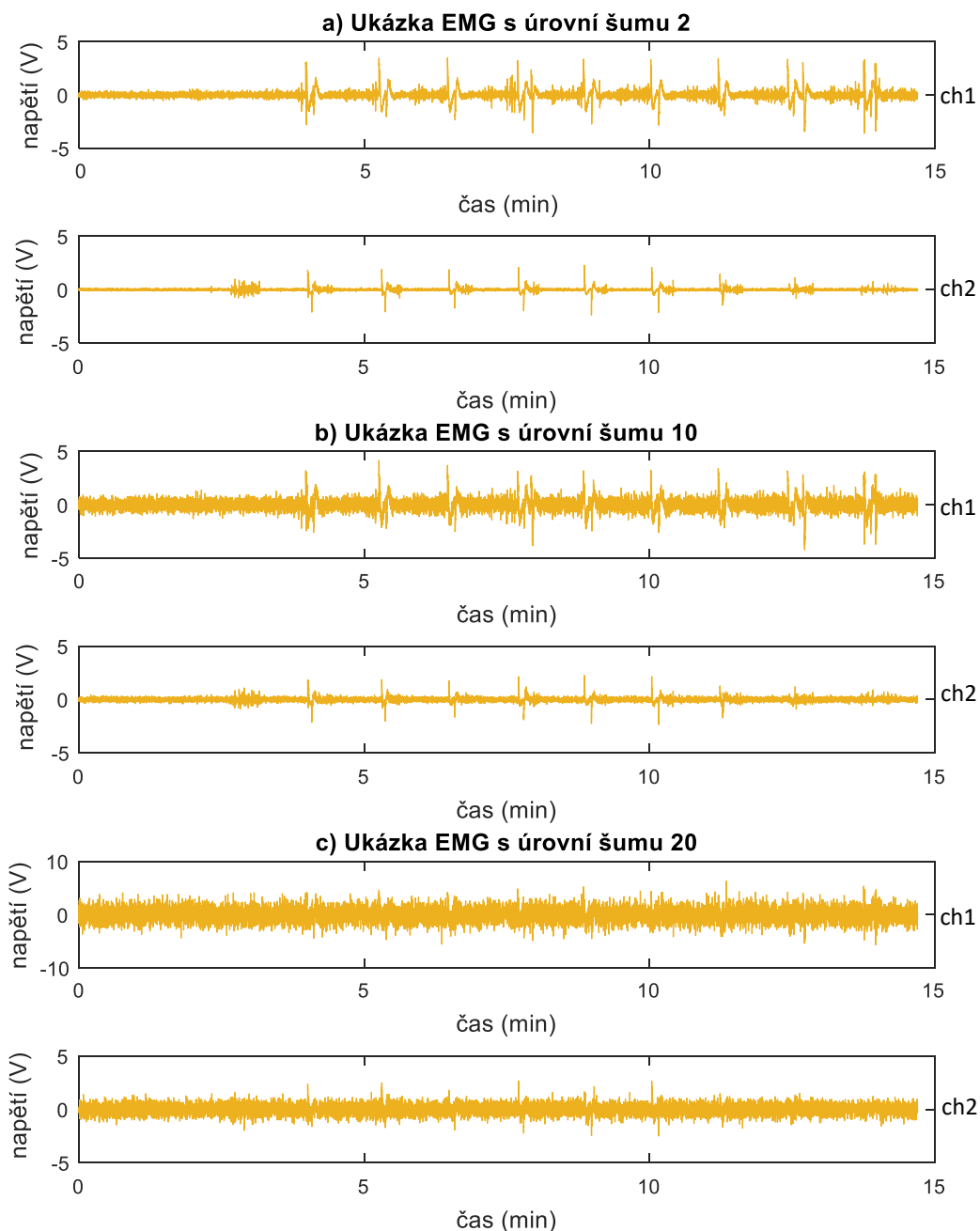
Z důvodu velkého počtu výsledných grafů jsou zobrazeny pouze grafy o třech různých úrovních zašumění (2, 10 a 20) pro první záznam medicínského signálu. Všechny úrovně šumu pro první záznam medicínských signálů jsou v příloze.

Na obr. 5.2 jsou uvedeny ukázky signálů TK s přidáním šumu při různém nastavení úrovně šumu a to 2, 10 a 20. Na signálu a) je hodnota SNR = 22 dB, na signálu b) je hodnota SNR = 13 dB a na signálu c) je hodnota SNR = 3 dB.



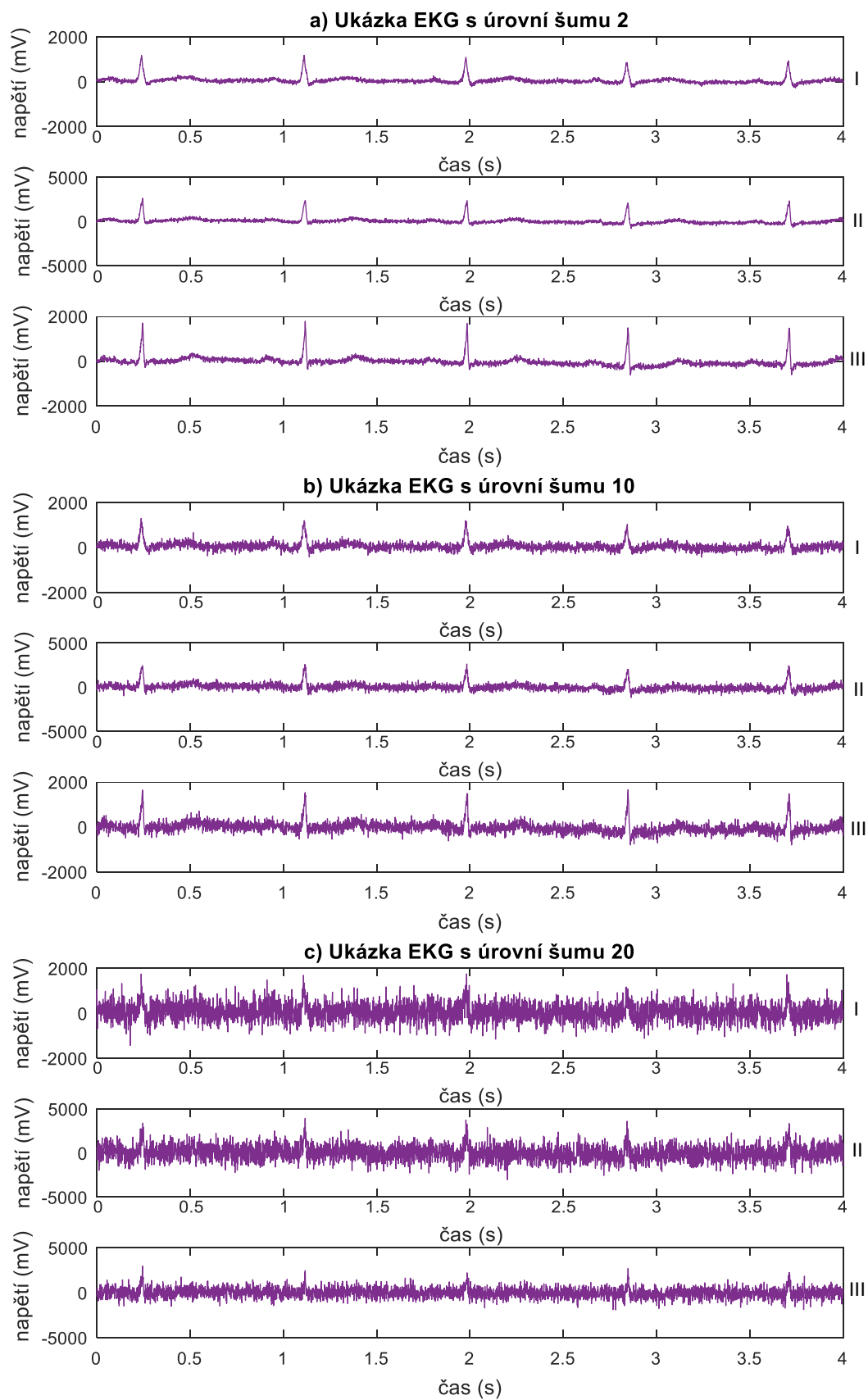
Obr. 5.2 Ukázka z prvního záznamu TK s různými úrovněmi šumu

Na obr. 5.3 jsou uvedeny ukázky signálů EMG s přidaným šumem při různém nastavení úrovně šumu a to 2, 10 a 20. Na signálu a) je hodnota $\text{SNR} = 12 \text{ dB}$, na signálu b) je hodnota $\text{SNR} = 3 \text{ dB}$ a na signálu c) je hodnota $\text{SNR} = -7 \text{ dB}$.



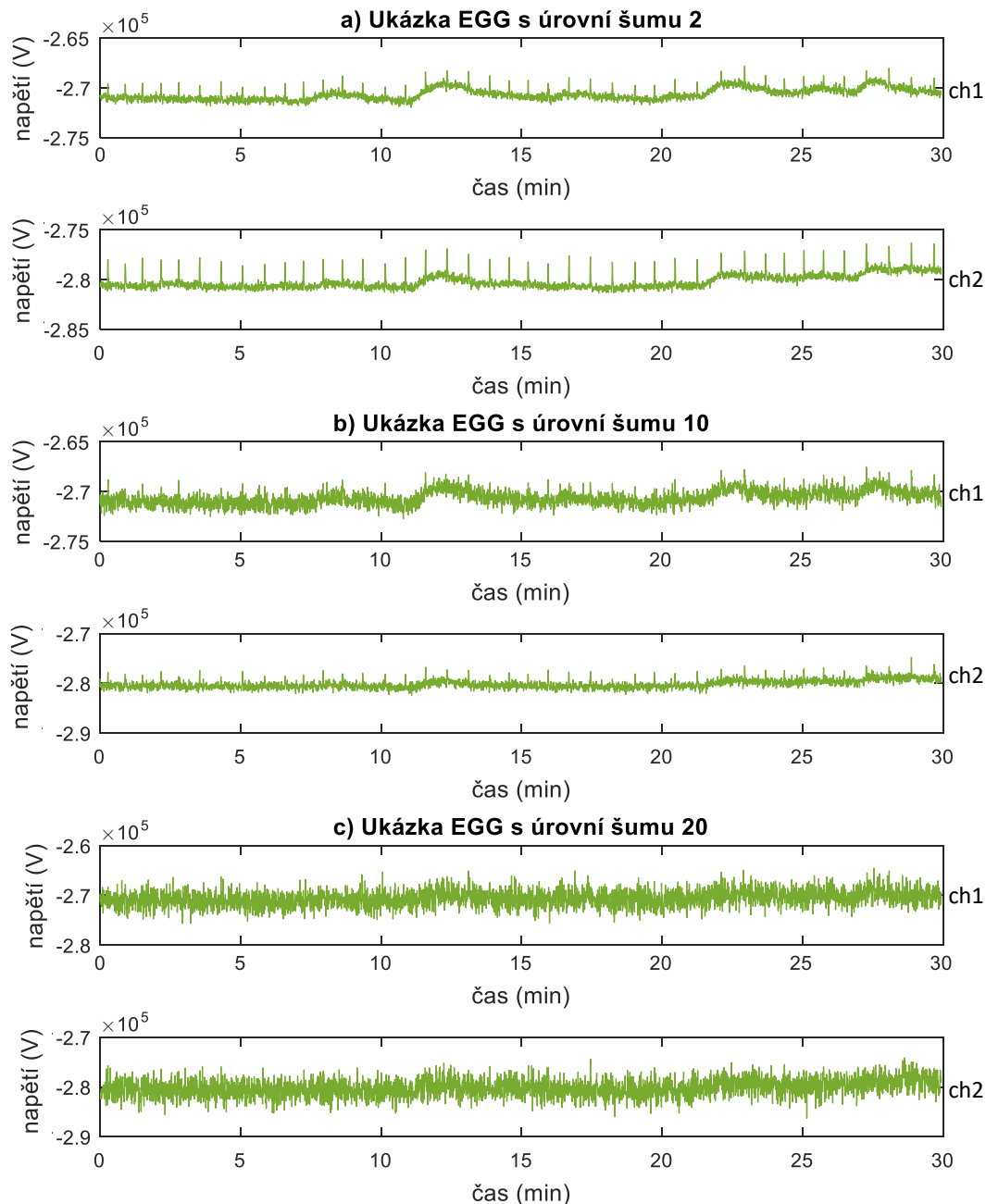
Obr. 5.3 Ukázka z prvního záznamu EMG s různými úrovněmi šumu

Na obr. 5.4 jsou uvedeny ukázky signálů EKG s přidaným šumem při různém nastavení úrovně šumu a to 2, 10 a 20. Na signálu a) je hodnota $\text{SNR} = 12 \text{ dB}$, na signálu b) je hodnota $\text{SNR} = 3 \text{ dB}$ a na signálu c) je hodnota $\text{SNR} = -7 \text{ dB}$.



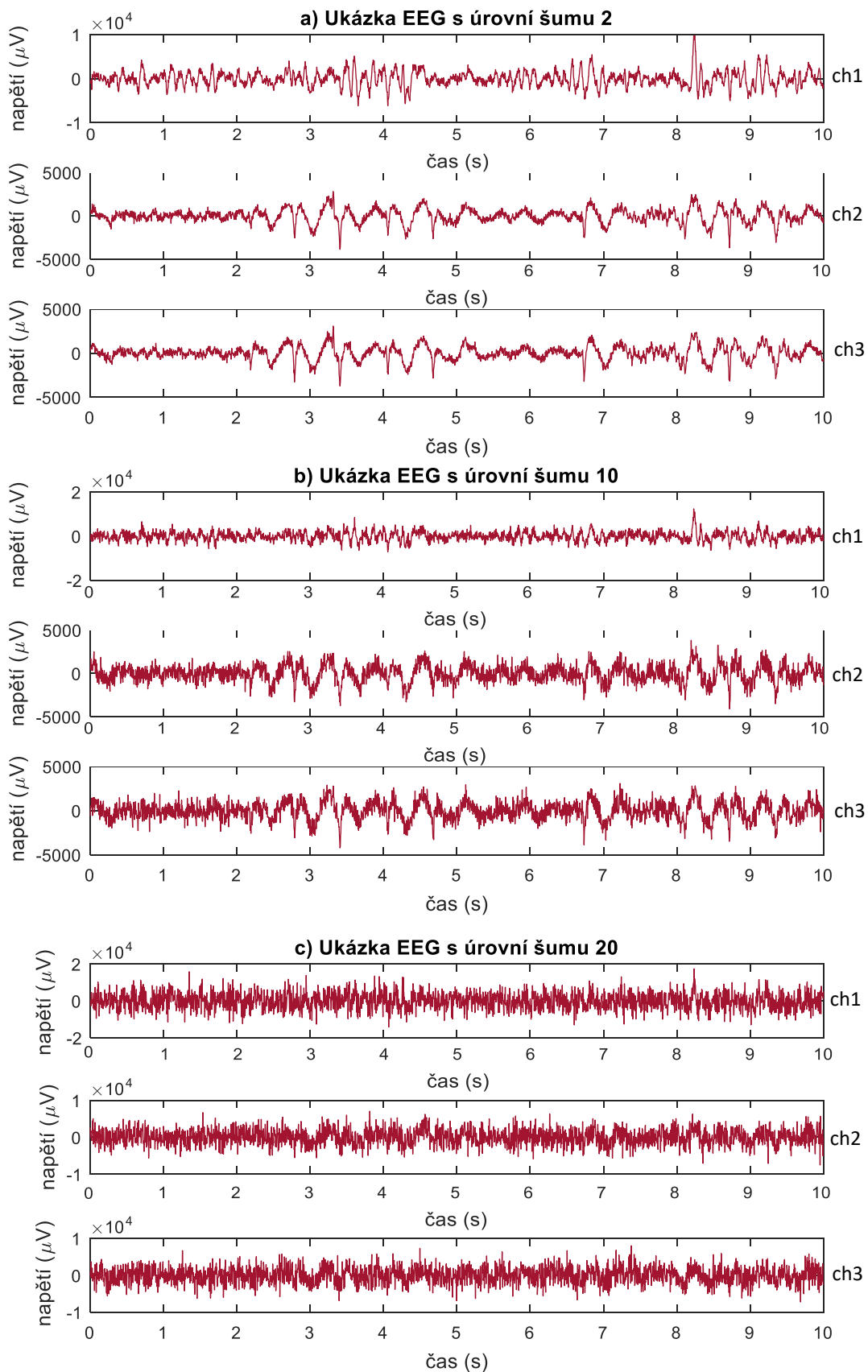
Obr. 5.4 Ukázka z prvního záznamu EKG s různými úrovněmi šumu

Na obr. 5.5 jsou uvedeny ukázky signálů EGG s přidaným šumem při různém nastavení úrovně šumu a to 2, 10 a 20. Na signálu a) je hodnota SNR = 65 dB, na signálu b) je hodnota SNR = 56 dB a na signálu c) je hodnota SNR = 46 dB.



Obr. 5.5 Ukázka z prvního záznamu EGG s různými úrovněmi šumu

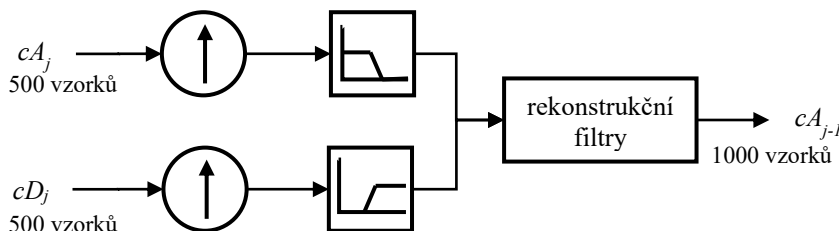
Na obr. 5.6 jsou uvedeny ukázky signálů EEG s přidaným šumem při různém nastavení úrovně šumu a to 2, 10 a 20. Na signálu a) je hodnota SNR = 12 dB, na signálu b) je hodnota SNR = 3 dB a na signálu c) je hodnota SNR = -7 dB.



Obr. 5.6 Ukázka z prvního záznamu EEG s různými úrovněmi šumu

5.3 Rekonstrukce signálů IDWT

Pro získání vyfiltrovaného signálu se používá inverzní diskrétní vlnková transformace (Inverse Discrete Wavelet Transform – IDWT). Aproximační koeficient cA_j a detailní cD_j na úrovni j se pomocí IDWT rekonstruuje na koeficient cA_{j-1} , přičemž se posloupnosti, pomocí inverze kroku rozkladu, prodlouží na dvojitou délku a výsledek se podrobí konvoluci s rekonstrukčními filtry viz obr. 5.7. [8]



Obr. 5.7 Jednostupňová rekonstrukce signálu z aproximací a detailních koeficientů

5.4 Filtrace signálů v programu MATLAB

V MATLABu byly signály filtrovány pomocí waveletovy transformace, která vrací odšuměný vektor nebo matici vstupních dat. Pro filtraci signálů byly použity všechny uměle zašuměné signály, při čemž se nastavoval i různý počet úrovní rozkladu a různý typ vlnky. Pro metodu odšumění je možné použít následující metody:

- Empirický práh (Empirical Bayes)
- Steinův nestranný odhad risku (Stein's Unbiased Risk Estimate)
- Univerzální práh (Universal Threshold)

Metoda empirický práh předpokládá, že měření mají nezávislé rozložení dané předchozím modelem směsi hodnot, jedná se o výchozí metodu použitou Matlabem. Další metoda zase užívá pravidla o výběru prahové hodnoty na základě minimalizace Steinova nestranného odhadu střední kvadratické chyby. U metody univerzálního prahu se jedná o univerzální postup, kdy jeho hodnota prahu narůstá s délkou signálu a mezi priority patří získání vyhlazeného signálu.

Posledním parametrem funkce je citlivost prahování použitého k odstranění nepodstatných koeficientů širokopásmového šumu. Prahování je možné použít pro všechny metody, ale každá metoda umožňuje využít některý z typů prahování. Metoda empirického prahu používá prahování buď měkké 'Soft', tvrdé 'Hard', mediánové 'Median' či výpočtem aritmetického průměru 'Mean' a defaultně používá mediánové prahování. Zbylým dvěma metodám lze nastavit pouze prahování měkké nebo tvrdé, kdy defaultní je měkké.

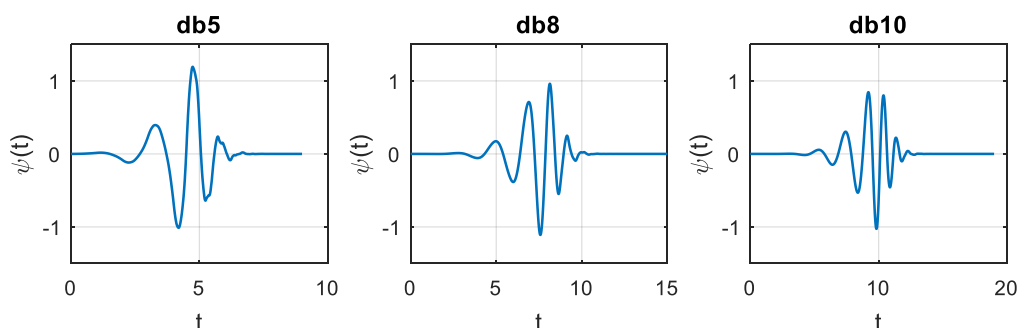
5.5 Filtrace signálů Vlnkovou transformací

Pro filtraci signálů byla použita metoda odšumění na základě empirického prahu s citlivostí prahování založeném na výpočtu aritmetického průměru. Parametr úrovně rozkladu byl postupně nastavován na hodnoty: dva, pět a osm. To tedy znamená, že každý typ vlnky byl vypočten třikrát, pokaždé s jinou úrovní rozkladu. Typy vlnek jsem vybírala ze všech rodin použitelných pro funkci a to Haar, Daubechies, Symlets, Coiflets, Biorthogonal, Revers Biorthogonal, Fejer-Korovsky a Discrete

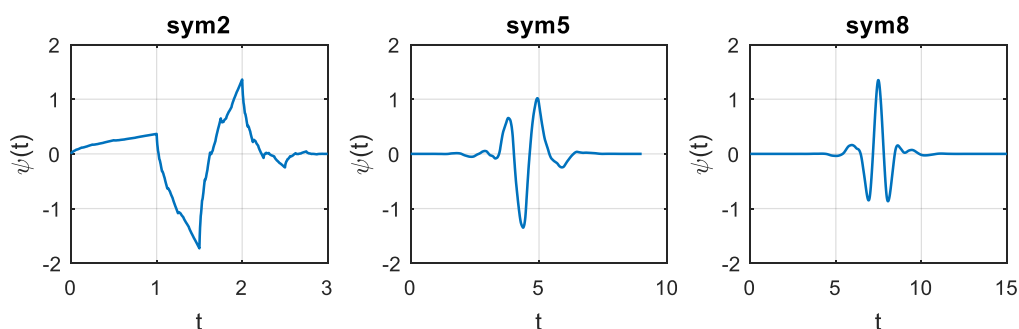
Meyer. Celkem bylo vybráno 16 různých vlnek (obr. 5.8 až obr. 5.14) a to tak, že z uvedených rodin, pokud to bylo možné, náhodně byly vybrány dvě až tři vlnky. Všechny vlnky byly vybrány náhodně, aby byl obecně otestován proces filtrace vlnkovou transformací bez zřetele na vlastnosti jednotlivých vlnek. V případě vyšší výpočetní kapacity by bylo možné navýšení počtu testovaných vlnek.

5.5.1 Použité vlnky

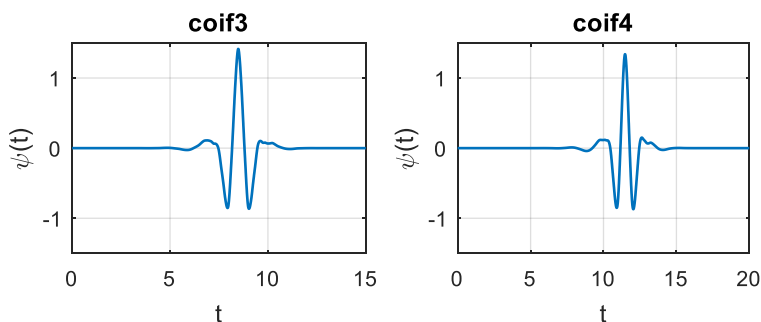
Z rodiny Daubechies jsem otestovala následující tři vlnky: 'db5' 'db8' 'db10' (obr. 5.8). Z rodiny Symlets jsem otestovala také tři vlnky a to: 'sym2' 'sym5' 'sym8' (obr. 5.9). Z rodiny Coiffets jsem nastavila už jen dvě vlnky: 'coif3' 'coif4' (obr. 5.10). Z rodiny Biorthogonal jsem testovala následující: 'bior2.4' 'bior3.5' (obr. 5.11). Z rodiny Revers Biorthogonal jsem testovala vlnky: 'rbio2.4' 'rbio3.5' (obr. 5.12). Z rodiny Fejer-Korovsky jsem použila vlnky fk6 a fk14 (obr. 5.13). Z rodin Haar a Discrete Meyer byly testovány jenom jedny vlnky, neboť více neobsahují (obr. 5.14).



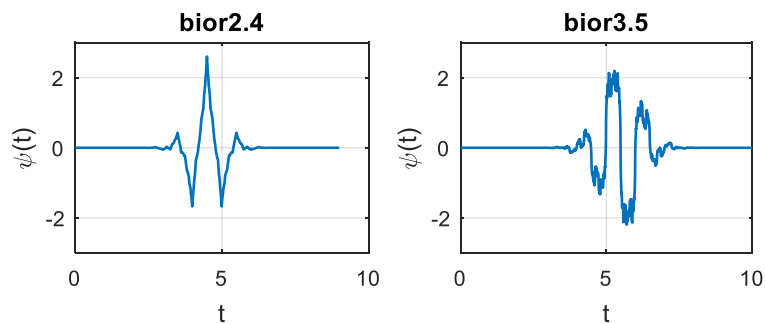
Obr. 5.8 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Daubechies



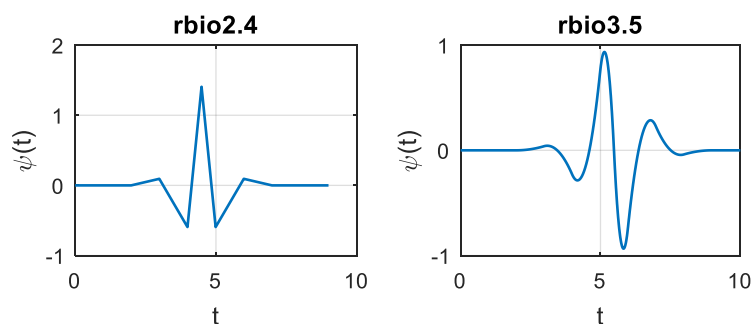
Obr. 5.9 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Symlets



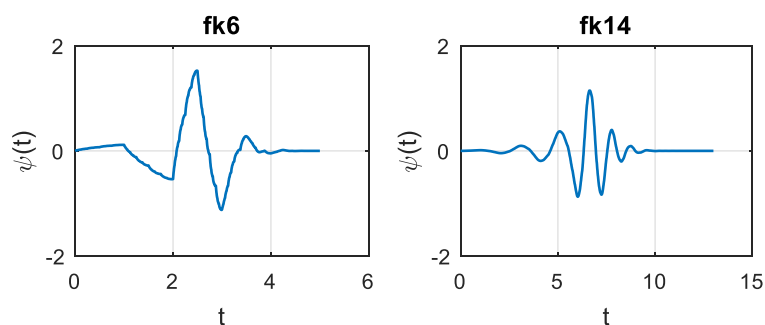
Obr. 5.10 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Coiffets



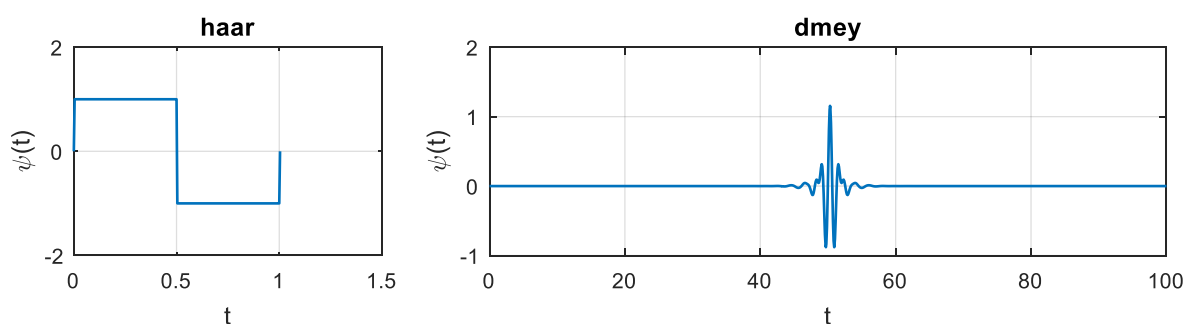
Obr. 5.11 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Biorthogonal



Obr. 5.12 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Revers Biorthogonal



Obr. 5.13 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodiny Fejer-Korovsky



Obr. 5.14 Ukázka použitých wavelet funkcí z rodin Haar a Discrete Meyer

6 Vyhodnocení účinnosti filtrace

Kapitola se zabývá vyhodnocením kvality vyfiltrovaného signálu vzhledem k referenčnímu signálu tedy k originálnímu signálu před zašuměním. Pro vyhodnocení signálů byly použité objektivizační parametry: korelační koeficient, NMSE a Q-index, tyto metody jsou více popsány dále v kapitole.

V kapitole jsou popsány výsledky metod hodnocení pro první záznam a dále pro první signál ve zmíněném záznamu. Vzhledem k obsáhlosti grafů vyobrazujících filtraci medicínských signálů jsou v příloze uvedeny záznamy, které jsou v této práci významné. To znamená, že grafy s filtrací v příloze jsou pouze prvního záznamu, a to na úrovni šumu 5. Dále jsou zobrazeny jenom grafy s vlnkami, které dopadly velmi dobře (3 vlnky) nebo naopak velmi špatně (2 vlnky). Všechny záznamy je možné si zobrazit po spuštění algoritmu, který je součástí bakalářské práce.

6.1 Metody hodnocení

První ze zvolených objektivizačních parametrů je **korelační koeficient**. Metoda je založena na hledání shody mezi x a y signály. V našem případě je signál x originální signál tedy referenční signál a signál y je různě filtrovaný signál. Vzorec pro vypočtení korelace podle Pearsona:

$$r = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_i (x_i - \bar{x})^2 \sum_i (y_i - \bar{y})^2}} \quad (17)$$

Kde x je referenční signál, y je zkoumaný signál, \bar{x} je průměr referenčního signálu a \bar{y} je průměr zkoumaného signálu. Pokud jsou signály x a y stejné, je korelace $r = 1$, a tudíž čím je výsledná hodnota r blíže číslu jedna tím víc vyfiltrovaný signál připomíná originální signál. [22]

Normalizovaná střední kvadratická chyba (Normalized mean-squared error – NMSE) se vypočítá mezi signály x a y . Parametr se používá pro hodnocení přesnosti měření, v tomto případě k měření filtrace. NMSE lze vypočítat podle vztahu uvedeného v [23]:

$$\text{NMSE} = \frac{\|x - y\|^2}{\|x - \bar{x}\|^2} \quad (18)$$

Kde x je referenční signál, y je zkoumaný signál, \bar{x} je průměr referenčního signálu x a $\|$ znázorňuje normu vektoru. Čím blíže je hodnota NMSE nule, tím je menší neshoda mezi signály.

Univerzální index kvality obrazu (Q-index), tak přestože se tato funkce používá k porovnání dvou snímků, použila jsem tuto funkci k porovnání dvou signálů.

$$Q = \frac{4\sigma_{xy}\bar{x}\bar{y}}{(\sigma_x^2 + \sigma_y^2)[(\bar{x})^2 + (\bar{y})^2]} \quad (19)$$

Kde \bar{x} je průměr referenčního signálu, \bar{y} je průměr zkoumaného signálu, σ_x je směrodatná odchylka referenčního signálu, σ_y je směrodatná odchylka zkoumaného signálu a σ_{xy} je směrodatná odchylka obou signálů. Stejně jako v případě korelace je rozsah hodnot u této metody $Q = [-1, 1]$. Nejlepší hodnota je jedna, která nastane, pokud jsou signály naprosto totožné. [24]

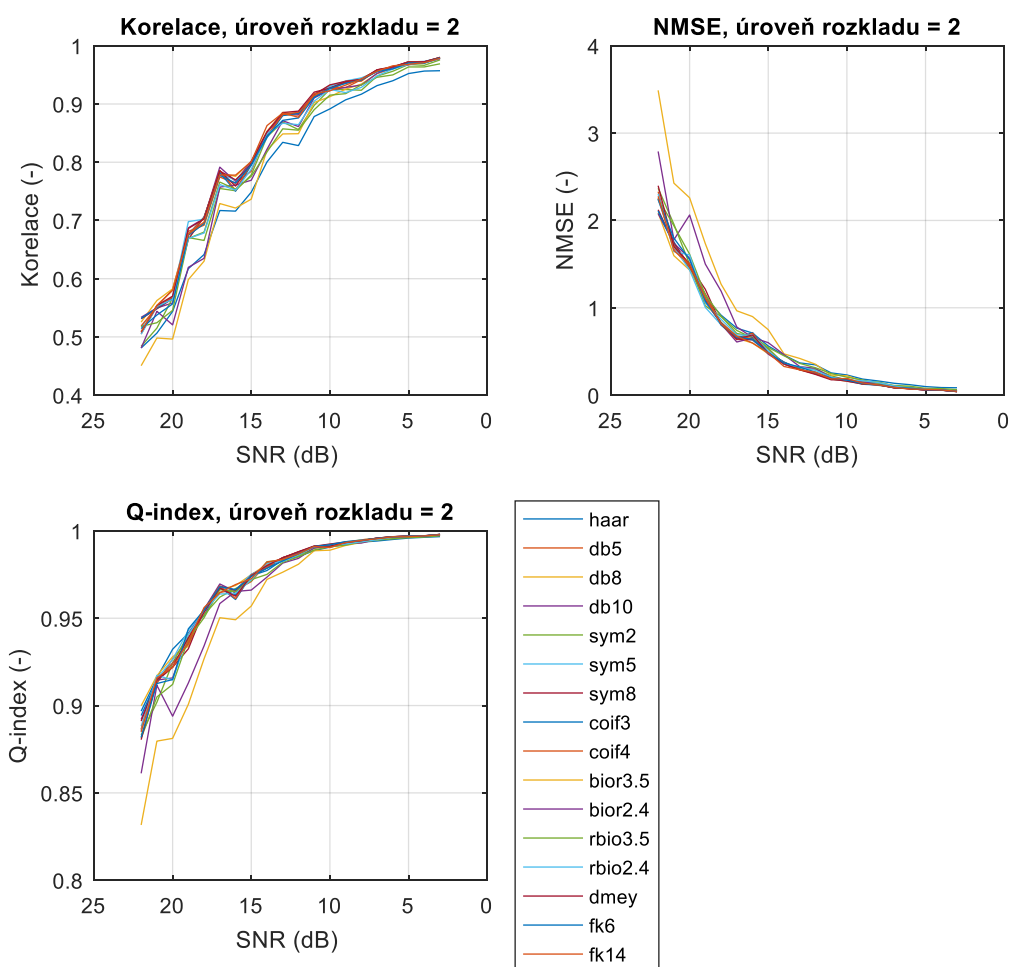
6.2 Vyhodnocení pro medicínské signály typu TK

Vyhodnocení kvality filtrace pomocí vlnkové transformace, bylo uskutečněno pro každou vlnku na všech úrovních šumu medicínského signálu krevního tlaku. Na obr. 6.1 lze vidět tyto výsledky pro první záznam z datasetu krevního tlaku o úrovni rozkladu 2. Na grafech můžeme pozorovat, že na počátečních úrovních šumu jsou vyfiltrované signály přibližně podobné originálnímu signálu. S přibývajícím šumem podobnost signálů klesá. Vlnky jsou si velmi podobné v průbězích u všech grafů tedy typů metod vyhodnocení. Jediné vlnky, které jsou viditelně horší jsou vlnky haar, bior2.4 a bior3.5.

Tyto výsledky jsou dále zobrazeny v tab. 6.1, kde byly zprůměrované, aby výsledkem byla pouze jedna hodnota pro všechny úrovně šumu. V tabulce se nachází i výsledky vyhodnocení pro úroveň rozkladu 5 a 8. Dva nejlepší výsledky vyhodnocení pro jednotlivou metodu jsou vyznačeny tučně.

Z výsledků vychází, že při porovnání jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu, jsou pro úroveň rozkladu 2 nejlepší typy vlnek db8 a sym5. Pro úroveň rozkladu 5 jsou to typy vlnek db10 a sym5 a pro úroveň rozkladu 8 znovu typy vlnek db10 a sym5. Pokud by se porovnaly výsledky vyhodnocení pro všechny úrovně rozkladu mezi sebou, nejlépe vychází úroveň rozkladu 8.

Vycházíme-li z tabulky vyhodnocení, můžeme říct, že nejlepší filtrace medicínského signálu typu krevního tlaku za použití vlnkové transformace je za využití typu vlnky sym5 či db10.



Obr. 6.1 Grafy porovnání efektivity filtrace pro signál z prvního záznamu TK

Tab. 6.1 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro signál z prvního záznamu TK

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|---------------|---------------|---------------------|---------------|---------------|---------------------|---------------|---------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.7883 | 0.6023 | 0.9716 | 0.7548 | 0.4409 | 0.9832 | 0.7688 | 0.4018 | 0.9849 |
| db5 | 0.8251 | 0.5533 | 0.9714 | 0.7865 | 0.4083 | 0.9829 | 0.7966 | 0.3780 | 0.9844 |
| db8 | 0.8293 | 0.5314 | 0.9726 | 0.7769 | 0.3988 | 0.9838 | 0.7891 | 0.3657 | 0.9853 |
| db10 | 0.8289 | 0.5418 | 0.9718 | 0.7872 | 0.3939 | 0.9838 | 0.8007 | 0.3547 | 0.9855 |
| sym2 | 0.8120 | 0.5859 | 0.9703 | 0.7849 | 0.4248 | 0.9824 | 0.7947 | 0.3965 | 0.9839 |
| sym5 | 0.8280 | 0.5399 | 0.9722 | 0.7789 | 0.3968 | 0.9839 | 0.7907 | 0.3656 | 0.9855 |
| sym8 | 0.8278 | 0.5475 | 0.9715 | 0.7835 | 0.3976 | 0.9835 | 0.7953 | 0.3679 | 0.9850 |
| coif3 | 0.8262 | 0.5487 | 0.9716 | 0.7701 | 0.4083 | 0.9837 | 0.7812 | 0.3792 | 0.9850 |
| coif4 | 0.8265 | 0.5547 | 0.9713 | 0.7794 | 0.4086 | 0.9831 | 0.7885 | 0.3822 | 0.9845 |
| bior3.5 | 0.7942 | 0.8073 | 0.9576 | 0.7914 | 0.7532 | 0.9611 | 0.7924 | 0.7455 | 0.9617 |
| bior2.4 | 0.8084 | 0.6740 | 0.9647 | 0.7935 | 0.5695 | 0.9724 | 0.7973 | 0.5494 | 0.9736 |
| rbio3.5 | 0.8105 | 0.6051 | 0.9689 | 0.6027 | 0.5869 | 0.9784 | 0.6085 | 0.5518 | 0.9795 |
| rbio2.4 | 0.8177 | 0.5685 | 0.9707 | 0.6590 | 0.5076 | 0.9816 | 0.6666 | 0.4732 | 0.9829 |
| dmey | 0.8282 | 0.5566 | 0.9711 | 0.7839 | 0.4206 | 0.9823 | 0.7969 | 0.3812 | 0.9841 |
| fk6 | 0.8229 | 0.5594 | 0.9710 | 0.7742 | 0.4076 | 0.9836 | 0.7851 | 0.3773 | 0.9852 |
| fk14 | 0.8276 | 0.5478 | 0.9714 | 0.7773 | 0.4061 | 0.9831 | 0.7882 | 0.3720 | 0.9848 |

6.3 Vyhodnocení pro medicínské signály typu EMG

Vyhodnocení kvality filtrace pomocí vlnkové transformace, bylo uskutečněno pro každou vlnku na všech úrovních šumu medicínského signálu typu EMG. Na obr. 6.2 lze vidět výsledky pro první signál z prvního záznamu z datasetu obsahujícího signál EMG s nastavenou filtrační úrovní rozkladu 2. Na grafech vyhodnocení korelace a NMSE, lze vidět, že na nejnižších úrovních šumu jsou si všechny vlnky podobné ve velmi dobré filtraci šumu. Na šesté úrovni šumu, lze viditelně určit, že vlnka bior3.5 je ve filtraci horší než ostatní a od dvanácté úrovně je viditelně horší i vlnka bior2.4. Na grafu s výsledky metody Q-indexu, že všechny vlnky se lineárně zhoršují s přibývajícím šumem a žádná z vlnek není výrazně horší nebo lepší.

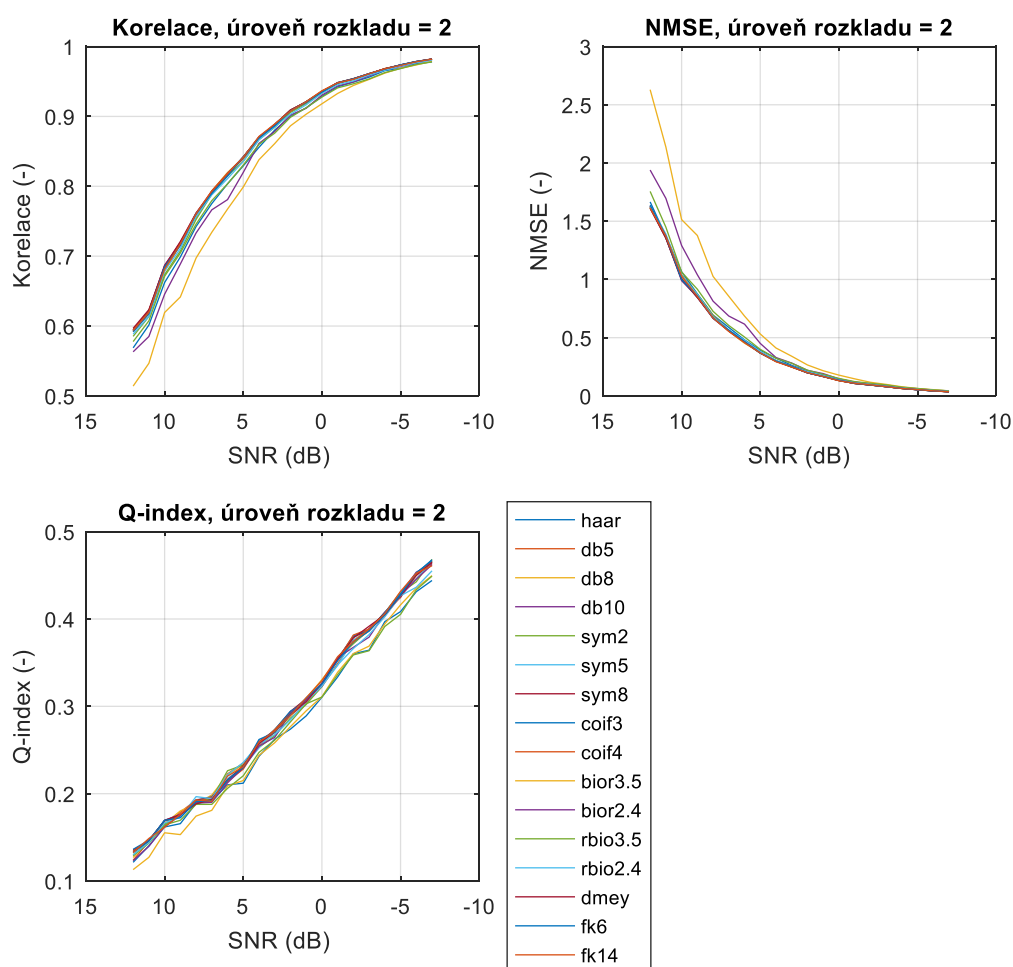
Výsledky metod pro první signál z prvního záznamu jsou zobrazeny v tab. 6.2 kde byly zprůměrované, aby výsledkem byla pouze jedna hodnota pro všechny úrovně šumu. V tab. 6.3 se nachází výsledky vyhodnocení pro první záznam, hodnoty jsou zde zprůměrované z obou signálů v záznamu. V tabulkách se nachází výsledky vyhodnocení pro úroveň rozkladu 2, 5 a 8. Dva nejlepší výsledky vyhodnocení pro jednotlivou metodu jsou vyznačeny tučně.

Z výsledků vyhodnocení z tab. 6.2 vychází, že při porovnání jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu, jsou pro úroveň rozkladu 2 nejlepší typy vlnek dmey, sym8 a coif4. Pro úroveň rozkladu 5 jsou to typy vlnek sym5 a coif4 a pro úroveň rozkladu 8 znovu typy vlnek sym5 a coif4. Pokud by se porovnály výsledky vyhodnocení pro všechny úrovně rozkladu mezi sebou, nejlepší vyhodnocení je na úrovni rozkladu 8. V tab. 6.2 se nachází vyhodnocení pouze pro první signál, proto se udělala stejná

vyhodnocení i pro druhý signál, kde se jejich hodnoty pak zprůměrovaly a vyšla tabulka pro celý první záznam tab. 6.3.

Tabulku tab. 6.3 byla vyhodnocena stejně jako předcházející tabulka, a to porovnáním jednotlivých vlněk o jedné úrovni rozkladu mezi sebou. Na úrovni rozkladu 2 jsou nejvhodnější typy vlněk dmey a fk14, na úrovni rozkladu 5 je to vlnka coif4 a na úrovni rozkladu 8 jsou to vlnky coif3 a coif4. Pokud porovnáme tabulky mezi sebou, lze vidět, že i druhý signál v záznamu se filtroval dobře pomocí stejných vlněk jako prvním signál.

Vycházíme-li z tabulky vyhodnocení pro celý záznam, můžeme říct, že nejlépe dopadla filtrace medicínského signálu typu EMG při použití vlnkové transformace je za použití typu vlnky coif4.



Obr. 6.2 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EMG

Tab. 6.2 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody
pro první signál z prvního záznamu EMG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-----------------|-------------|---------------------|-------------|-----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | NMSE (-) | Korelace (-) |
| haar | 0,8447 | 0,4398 | 0,2755 | 0,8958 | 0,1962 | 0,2718 | 0,9062 | 0,1756 | 0,2724 |
| db5 | 0,8547 | 0,4232 | 0,2877 | 0,9067 | 0,1783 | 0,2869 | 0,9136 | 0,1621 | 0,2870 |
| db8 | 0,8556 | 0,4227 | 0,2893 | 0,9051 | 0,1818 | 0,2882 | 0,9101 | 0,1677 | 0,2866 |
| db10 | 0,8558 | 0,4212 | 0,2885 | 0,9028 | 0,1857 | 0,2885 | 0,9074 | 0,1724 | 0,2920 |
| sym2 | 0,8521 | 0,4273 | 0,2874 | 0,9055 | 0,1793 | 0,2856 | 0,9136 | 0,1623 | 0,2893 |
| sym5 | 0,8556 | 0,4212 | 0,2884 | 0,9097 | 0,1724 | 0,2871 | 0,9169 | 0,1564 | 0,2935 |
| sym8 | 0,8558 | 0,4223 | 0,2897 | 0,9070 | 0,1771 | 0,2868 | 0,9145 | 0,1604 | 0,2862 |
| coif3 | 0,8554 | 0,4226 | 0,2896 | 0,9080 | 0,1755 | 0,2872 | 0,9160 | 0,1582 | 0,2871 |
| coif4 | 0,8559 | 0,4217 | 0,2889 | 0,9097 | 0,1734 | 0,2895 | 0,9164 | 0,1571 | 0,2898 |
| bior3.5 | 0,8220 | 0,6385 | 0,2738 | 0,8294 | 0,5727 | 0,2755 | 0,8288 | 0,5681 | 0,2759 |
| bior2.4 | 0,8407 | 0,5112 | 0,2853 | 0,8624 | 0,3596 | 0,2922 | 0,8617 | 0,3470 | 0,2940 |
| rbio3.5 | 0,8460 | 0,4570 | 0,2775 | 0,8752 | 0,2377 | 0,2211 | 0,8688 | 0,2374 | 0,1893 |
| rbio2.4 | 0,8519 | 0,4303 | 0,2858 | 0,8911 | 0,2030 | 0,2399 | 0,8993 | 0,1926 | 0,2332 |
| dmey | 0,8566 | 0,4193 | 0,2887 | 0,9070 | 0,1767 | 0,2876 | 0,9141 | 0,1621 | 0,2886 |
| fk6 | 0,8551 | 0,4234 | 0,2886 | 0,9083 | 0,1748 | 0,2863 | 0,9157 | 0,1585 | 0,2911 |
| fk14 | 0,8557 | 0,4221 | 0,2892 | 0,9062 | 0,1794 | 0,2855 | 0,9122 | 0,1643 | 0,2849 |

Tab. 6.3 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EMG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.8374 | 0.4550 | 0.2324 | 0.8869 | 0.2112 | 0.2303 | 0.8984 | 0.1891 | 0.2294 |
| db5 | 0.8490 | 0.4345 | 0.2427 | 0.8966 | 0.1964 | 0.2440 | 0.9044 | 0.1782 | 0.2425 |
| db8 | 0.8490 | 0.4353 | 0.2439 | 0.8937 | 0.2005 | 0.2429 | 0.9008 | 0.1837 | 0.2394 |
| db10 | 0.8490 | 0.4341 | 0.2432 | 0.8919 | 0.2029 | 0.2432 | 0.8987 | 0.1873 | 0.2438 |
| sym2 | 0.8463 | 0.4383 | 0.2429 | 0.8966 | 0.1954 | 0.2419 | 0.9060 | 0.1754 | 0.2426 |
| sym5 | 0.8487 | 0.4356 | 0.2437 | 0.8987 | 0.1922 | 0.2432 | 0.9072 | 0.1730 | 0.2459 |
| sym8 | 0.8495 | 0.4341 | 0.2443 | 0.8980 | 0.1926 | 0.2439 | 0.9071 | 0.1736 | 0.2418 |
| coif3 | 0.8493 | 0.4348 | 0.2441 | 0.8981 | 0.1921 | 0.2439 | 0.9076 | 0.1726 | 0.2423 |
| coif4 | 0.8497 | 0.4343 | 0.2437 | 0.8991 | 0.1914 | 0.2454 | 0.9078 | 0.1723 | 0.2431 |
| bior3.5 | 0.8185 | 0.6511 | 0.2314 | 0.8253 | 0.5885 | 0.2330 | 0.8249 | 0.5834 | 0.2330 |
| bior2.4 | 0.8369 | 0.5183 | 0.2414 | 0.8578 | 0.3671 | 0.2462 | 0.8576 | 0.3539 | 0.2466 |
| rbio3.5 | 0.8393 | 0.4697 | 0.2340 | 0.8595 | 0.2611 | 0.1889 | 0.8551 | 0.2589 | 0.1619 |
| rbio2.4 | 0.8460 | 0.4399 | 0.2410 | 0.8802 | 0.2206 | 0.2071 | 0.8901 | 0.2084 | 0.1989 |
| dmey | 0.8503 | 0.4321 | 0.2433 | 0.8965 | 0.1945 | 0.2428 | 0.9049 | 0.1776 | 0.2420 |
| fk6 | 0.8489 | 0.4346 | 0.2436 | 0.8982 | 0.1925 | 0.2419 | 0.9072 | 0.1735 | 0.2430 |
| fk14 | 0.8502 | 0.4323 | 0.2439 | 0.8960 | 0.1969 | 0.2419 | 0.9033 | 0.1796 | 0.2395 |

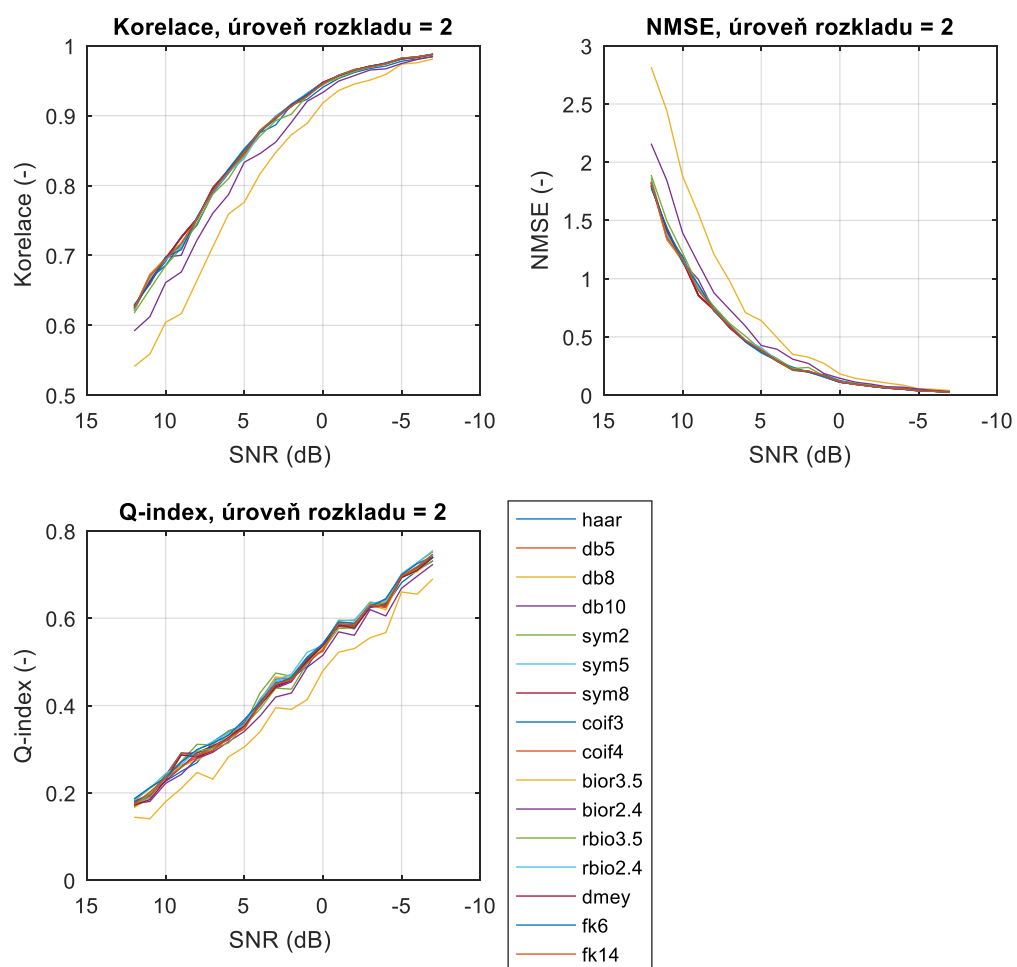
6.4 Vyhodnocení pro medicínské signály typu EKG

Vyhodnocení kvality filtrace pomocí vlnkové transformace, bylo uskutečněno pro každou vlnku na všech úrovních šumu medicínského signálu typu EKG. Na obr. 6.3 lze vidět výsledky pro první signál z prvního záznamu z datasetu obsahujícího signál EKG s nastavenou filtrační úrovní rozkladu 2. Na grafech vyhodnocení korelace a NMSE, lze vidět, že na nejnižších úrovních šumu jsou si všechny vlnky podobné ve velmi dobré filtraci šumu. Od třetí úrovně šumu, lze viditelně určit, že vlnka bior3.5 je ve filtraci horší než ostatní a od desáté úrovně je viditelně horší i vlnka bior2.4. Na grafu s výsledky metody Q-indexu, že všechny vlnky se lineárně zhoršují s přibývajícím šumem, a kromě vlnky bior3.5, která je již od začátku znatelně horší než zbytek, žádná z vlnek není výrazně horší nebo lepší.

Výsledky metod pro první signál z prvního záznamu jsou zobrazeny v tab. 6.4 kde byly zprůměrované, aby výsledkem byla pouze jedna hodnota pro všechny úrovně šumu. V tab. 6.5 se nachází výsledky vyhodnocení pro první záznam, hodnoty jsou zde zprůměrované ze všech signálů v záznamu. V tabulkách se nachází výsledky vyhodnocení pro úroveň rozkladu 2, 5 a 8. Dva nejlepší výsledky vyhodnocení pro jednotlivou metodu jsou vyznačeny tučně.

Z výsledků vyhodnocení z tab. 6.4 vychází, že při porovnání jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu, jsou pro úroveň rozkladu 2 nejlepší typy vlnek coif3 a coif4. Pro úroveň rozkladu = 5 jsou to typy vlnek sym2, sym5 a coif4 a pro úroveň rozkladu = 8 jsou to typy vlnek sym5 a coif4. Nejlepší vyhodnocení je na úrovni rozkladu 8.

Tabulku tab. 6.5 byla vyhodnocena stejně jako předcházející tabulka, a to porovnáním jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu mezi sebou. Na úrovni rozkladu 2 jsou nejvhodnější typy vlnek db5 a fk14, na úrovni rozkladu 5 jsou to vlnky sym8 a coif3 a na úrovni rozkladu 8 jsou to vlnky sym8, coif3 a coif4. Pokud porovnáme tabulky mezi sebou, můžeme říct, že ostatní signály se podařilo lépe vyfiltrovat pomocí jiných vlnek nežli první signál. Vycházíme-li tedy z tabulky vyhodnocení pro celý záznam, nejlépe dopadla filtrace medicínského signálu typu EKG za použití vlnkové transformace je při použití typu vlnek coif3 a coif4.



Obr. 6.3 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EKG

Tab. 6.4 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody
pro první signál z prvního záznamu EKG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.8612 | 0.4466 | 0.4521 | 0.9379 | 0.1261 | 0.6392 | 0.9423 | 0.1121 | 0.6549 |
| db5 | 0.8654 | 0.4384 | 0.4545 | 0.9533 | 0.1008 | 0.6580 | 0.9557 | 0.0871 | 0.6802 |
| db8 | 0.8656 | 0.4377 | 0.4520 | 0.9521 | 0.1024 | 0.6469 | 0.9529 | 0.0925 | 0.6637 |
| db10 | 0.8648 | 0.4433 | 0.4529 | 0.9487 | 0.1096 | 0.6440 | 0.9502 | 0.0986 | 0.6566 |
| sym2 | 0.8645 | 0.4430 | 0.4638 | 0.9537 | 0.0992 | 0.6603 | 0.9581 | 0.0829 | 0.6901 |
| sym5 | 0.8658 | 0.4371 | 0.4552 | 0.9550 | 0.0971 | 0.6565 | 0.9591 | 0.0808 | 0.6876 |
| sym8 | 0.8657 | 0.4376 | 0.4553 | 0.9552 | 0.0953 | 0.6484 | 0.9585 | 0.0828 | 0.6675 |
| coif3 | 0.8659 | 0.4371 | 0.4563 | 0.9527 | 0.1008 | 0.6527 | 0.9568 | 0.0856 | 0.6775 |
| coif4 | 0.8660 | 0.4367 | 0.4551 | 0.9539 | 0.0978 | 0.6572 | 0.9581 | 0.0824 | 0.6841 |
| bior3.5 | 0.8149 | 0.7229 | 0.3971 | 0.8278 | 0.6325 | 0.4170 | 0.8268 | 0.6271 | 0.4171 |
| bior2.4 | 0.8437 | 0.5465 | 0.4360 | 0.8806 | 0.3330 | 0.5038 | 0.8781 | 0.3205 | 0.5063 |
| rbio3.5 | 0.8603 | 0.4633 | 0.4495 | 0.9396 | 0.1339 | 0.6355 | 0.9236 | 0.1465 | 0.6221 |
| rbio2.4 | 0.8644 | 0.4434 | 0.4632 | 0.9490 | 0.1057 | 0.6657 | 0.9495 | 0.0989 | 0.6838 |
| dmey | 0.8656 | 0.4385 | 0.4514 | 0.9516 | 0.1026 | 0.6434 | 0.9536 | 0.0912 | 0.6723 |
| fk6 | 0.8651 | 0.4407 | 0.4603 | 0.9496 | 0.1078 | 0.6568 | 0.9531 | 0.0929 | 0.6812 |
| fk14 | 0.8651 | 0.4396 | 0.4524 | 0.9522 | 0.1032 | 0.6509 | 0.9540 | 0.0902 | 0.6701 |

Tab. 6.5 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EKG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.8663 | 0.4190 | 0.4427 | 0.9381 | 0.1252 | 0.6183 | 0.9427 | 0.1110 | 0.6394 |
| db5 | 0.8718 | 0.4079 | 0.4473 | 0.9525 | 0.0987 | 0.6411 | 0.9554 | 0.0869 | 0.6583 |
| db8 | 0.8717 | 0.4088 | 0.4468 | 0.9512 | 0.1011 | 0.6362 | 0.9529 | 0.0919 | 0.6513 |
| db10 | 0.8718 | 0.4084 | 0.4470 | 0.9505 | 0.1023 | 0.6339 | 0.9518 | 0.0940 | 0.6448 |
| sym2 | 0.8710 | 0.4097 | 0.4564 | 0.9519 | 0.0999 | 0.6471 | 0.9562 | 0.0858 | 0.6685 |
| sym5 | 0.8714 | 0.4098 | 0.4478 | 0.9529 | 0.0984 | 0.6418 | 0.9561 | 0.0858 | 0.6653 |
| sym8 | 0.8716 | 0.4095 | 0.4477 | 0.9540 | 0.0956 | 0.6417 | 0.9574 | 0.0835 | 0.6625 |
| coif3 | 0.8715 | 0.4096 | 0.4485 | 0.9536 | 0.0965 | 0.6427 | 0.9576 | 0.0831 | 0.6648 |
| coif4 | 0.8716 | 0.4094 | 0.4475 | 0.9535 | 0.0969 | 0.6423 | 0.9572 | 0.0840 | 0.6650 |
| bior3.5 | 0.8261 | 0.6564 | 0.3926 | 0.8379 | 0.5764 | 0.4113 | 0.8370 | 0.5721 | 0.4112 |
| bior2.4 | 0.8512 | 0.5102 | 0.4298 | 0.8854 | 0.3222 | 0.4993 | 0.8835 | 0.3118 | 0.5003 |
| rbio3.5 | 0.8674 | 0.4280 | 0.4426 | 0.9423 | 0.1214 | 0.6271 | 0.9301 | 0.1328 | 0.6216 |
| rbio2.4 | 0.8716 | 0.4085 | 0.4563 | 0.9494 | 0.1025 | 0.6574 | 0.9496 | 0.0981 | 0.6727 |
| dmey | 0.8716 | 0.4096 | 0.4456 | 0.9505 | 0.1029 | 0.6328 | 0.9523 | 0.0935 | 0.6523 |
| fk6 | 0.8716 | 0.4080 | 0.4521 | 0.9506 | 0.1020 | 0.6432 | 0.9545 | 0.0889 | 0.6622 |
| fk14 | 0.8719 | 0.4078 | 0.4465 | 0.9514 | 0.1008 | 0.6355 | 0.9534 | 0.0909 | 0.6521 |

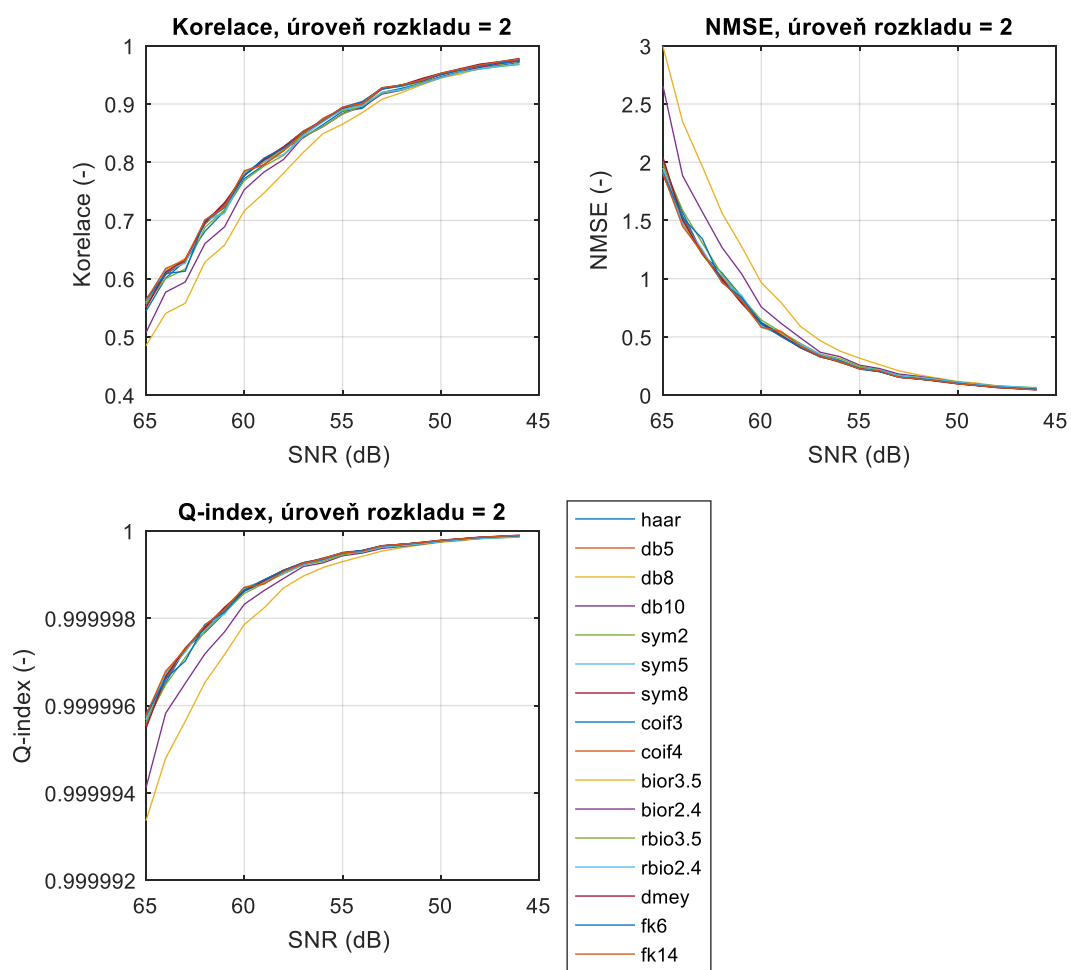
6.5 Vyhodnocení pro medicínské signály typu EGG

Vyhodnocení kvality filtrace pomocí vlnkové transformace, bylo uskutečněno pro každou vlnku na všech úrovních šumu medicínského signálu typu EGG. Na obr. 6.4 lze vidět výsledky pro první signál z prvního záznamu z databáze obsahujícího signál EGG s nastavenou filtrační úrovní rozkladu 2. Na všech grafech vyhodnocení je patrné, že na nízkých úrovních šumu jsou všechny vlnky pro filtraci efektivní, avšak od šesté úrovně se znatelně zhoršuje vlnka boir3.5 a od třinácté úrovně vlnka boir2.4, obě vlnky jsou viditelně horší než ostatní vlnky, které se průběžně zhoršují.

Výsledky metod pro první signál z prvního záznamu jsou zobrazeny v tab. 6.6 kde byly zprůměrované, aby výsledkem byla pouze jedna hodnota pro všechny úrovně šumu. V tab. 6.7 se nachází výsledky vyhodnocení pro první záznam, hodnoty jsou zde zprůměrované z obou signálů v záznamu. V tabulkách se nachází výsledky vyhodnocení pro úroveň rozkladu 2, 5 a 8. Dva nejlepší výsledky vyhodnocení pro jednotlivou metodu jsou vyznačeny tučně.

Z výsledků vyhodnocení z tab. 6.6 vychází, že při porovnání jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu, jsou pro úroveň rozkladu 2 nejlepší typy vlnek fk14 a db10. Pro úroveň rozkladu 5 jsou to typy vlnek sym5 a sym8 a pro úroveň rozkladu 8 jsou to typy vlnek sym5 a fk14. Nejlepší vyhodnocení prvního signálu je na úrovni rozkladu 8 pro vlnku fk14.

Tabulku tab. 6.7 byla vyhodnocena stejně jako předcházející tabulka, a to porovnáním jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu mezi sebou. Na úrovni rozkladu 2 jsou nejvhodnější typy vlnek db10 a dmey, na úrovni rozkladu 5 jsou to vlnky sym2 a sym5 a na úrovni rozkladu 8 jsou to opět vlnky sym2 a sym5. Pokud porovnáme tabulky mezi sebou, můžeme říct, že druhý signál se podařilo lépe filtrovat pomocí vlnky sym2, která u prvního signálu nebyla tak úspěšná. Vycházíme-li tedy z tabulky vyhodnocení pro celý záznam, nejlépe dopadla filtrace medicínského signálu typu EGG za použití vlnkové transformace je při použití typu vlnky sym5.



Obr. 6.4 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EGG

Tab. 6.6 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody
pro první signál z prvního záznamu EGG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.8317 | 0.5091 | ≈ 0,99 | 0.9062 | 0.1905 | ≈ 0,99 | 0.9116 | 0.1716 | ≈ 0,99 |
| db5 | 0.8379 | 0.4910 | ≈ 0,99 | 0.9081 | 0.1862 | ≈ 0,99 | 0.9178 | 0.1594 | ≈ 0,99 |
| db8 | 0.8380 | 0.4907 | ≈ 0,99 | 0.9079 | 0.1855 | ≈ 0,99 | 0.9170 | 0.1608 | ≈ 0,99 |
| db10 | 0.8388 | 0.4905 | ≈ 0,99 | 0.9072 | 0.1859 | ≈ 0,99 | 0.9161 | 0.1618 | ≈ 0,99 |
| sym2 | 0.8366 | 0.4936 | ≈ 0,99 | 0.9094 | 0.1829 | ≈ 0,99 | 0.9174 | 0.1592 | ≈ 0,99 |
| sym5 | 0.8377 | 0.4946 | ≈ 0,99 | 0.9098 | 0.1823 | ≈ 0,99 | 0.9186 | 0.1574 | ≈ 0,99 |
| sym8 | 0.8383 | 0.4944 | ≈ 0,99 | 0.9099 | 0.1825 | ≈ 0,99 | 0.9185 | 0.1577 | ≈ 0,99 |
| coif3 | 0.8378 | 0.4968 | ≈ 0,99 | 0.9089 | 0.1856 | ≈ 0,99 | 0.9169 | 0.1616 | ≈ 0,99 |
| coif4 | 0.8381 | 0.4961 | ≈ 0,99 | 0.9076 | 0.1893 | ≈ 0,99 | 0.9158 | 0.1638 | ≈ 0,99 |
| bior3.5 | 0.8046 | 0.7436 | ≈ 0,99 | 0.8138 | 0.6683 | ≈ 0,99 | 0.8138 | 0.6598 | ≈ 0,99 |
| bior2.4 | 0.8218 | 0.6175 | ≈ 0,99 | 0.8503 | 0.4392 | ≈ 0,99 | 0.8503 | 0.4241 | ≈ 0,99 |
| rbio3.5 | 0.8303 | 0.5194 | ≈ 0,99 | 0.8946 | 0.2096 | ≈ 0,99 | 0.9008 | 0.1893 | ≈ 0,99 |
| rbio2.4 | 0.8342 | 0.5004 | ≈ 0,99 | 0.9012 | 0.1970 | ≈ 0,99 | 0.9082 | 0.1759 | ≈ 0,99 |
| dmey | 0.8392 | 0.4946 | ≈ 0,99 | 0.9071 | 0.1914 | ≈ 0,99 | 0.9143 | 0.1670 | ≈ 0,99 |
| fk6 | 0.8376 | 0.4973 | ≈ 0,99 | 0.9082 | 0.1858 | ≈ 0,99 | 0.9160 | 0.1634 | ≈ 0,99 |
| fk14 | 0.8394 | 0.4868 | ≈ 0,99 | 0.9096 | 0.1826 | ≈ 0,99 | 0.9194 | 0.1564 | ≈ 0,99 |

Tab. 6.7 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EGG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|-------------|----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.8433 | 0.4523 | ≈ 0,99 | 0.9049 | 0.1896 | ≈ 0,99 | 0.9097 | 0.1739 | ≈ 0,99 |
| db5 | 0.8500 | 0.4381 | ≈ 0,99 | 0.9050 | 0.1909 | ≈ 0,99 | 0.9118 | 0.1707 | ≈ 0,99 |
| db8 | 0.8495 | 0.4397 | ≈ 0,99 | 0.9032 | 0.1941 | ≈ 0,99 | 0.9095 | 0.1752 | ≈ 0,99 |
| db10 | 0.8514 | 0.4350 | ≈ 0,99 | 0.9033 | 0.1921 | ≈ 0,99 | 0.9093 | 0.1745 | ≈ 0,99 |
| sym2 | 0.8491 | 0.4386 | ≈ 0,99 | 0.9085 | 0.1830 | ≈ 0,99 | 0.9142 | 0.1650 | ≈ 0,99 |
| sym5 | 0.8507 | 0.4370 | ≈ 0,99 | 0.9097 | 0.1807 | ≈ 0,99 | 0.9156 | 0.1625 | ≈ 0,99 |
| sym8 | 0.8512 | 0.4376 | ≈ 0,99 | 0.9075 | 0.1861 | ≈ 0,99 | 0.9134 | 0.1677 | ≈ 0,99 |
| coif3 | 0.8507 | 0.4395 | ≈ 0,99 | 0.9074 | 0.1865 | ≈ 0,99 | 0.9131 | 0.1686 | ≈ 0,99 |
| coif4 | 0.8509 | 0.4394 | ≈ 0,99 | 0.9057 | 0.1908 | ≈ 0,99 | 0.9117 | 0.1716 | ≈ 0,99 |
| bior3.5 | 0.8220 | 0.6439 | ≈ 0,99 | 0.8301 | 0.5786 | ≈ 0,99 | 0.8301 | 0.5725 | ≈ 0,99 |
| bior2.4 | 0.8371 | 0.5368 | ≈ 0,99 | 0.8619 | 0.3859 | ≈ 0,99 | 0.8620 | 0.3737 | ≈ 0,99 |
| rbio3.5 | 0.8429 | 0.4626 | ≈ 0,99 | 0.8851 | 0.2238 | ≈ 0,99 | 0.8885 | 0.2096 | ≈ 0,99 |
| rbio2.4 | 0.8470 | 0.4440 | ≈ 0,99 | 0.8970 | 0.2014 | ≈ 0,99 | 0.9012 | 0.1872 | ≈ 0,99 |
| dmey | 0.8520 | 0.4376 | ≈ 0,99 | 0.9052 | 0.1932 | ≈ 0,99 | 0.9102 | 0.1750 | ≈ 0,99 |
| fk6 | 0.8511 | 0.4379 | ≈ 0,99 | 0.9080 | 0.1850 | ≈ 0,99 | 0.9134 | 0.1682 | ≈ 0,99 |
| fk14 | 0.8515 | 0.4366 | ≈ 0,99 | 0.9048 | 0.1917 | ≈ 0,99 | 0.9115 | 0.1720 | ≈ 0,99 |

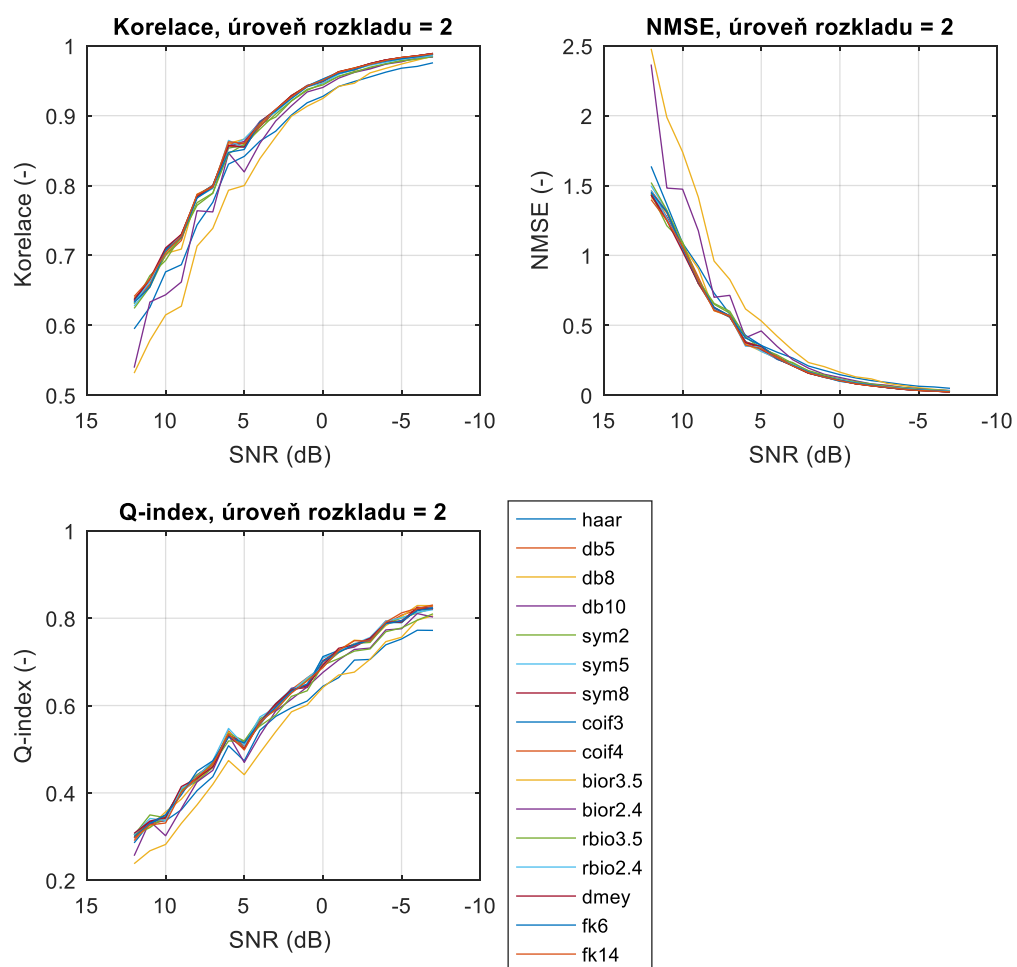
6.6 Vyhodnocení pro medicínské signály typu EEG

Vyhodnocení kvality filtrace pomocí vlnkové transformace, bylo uskutečněno pro každou vlnku na všech úrovních šumu medicínského signálu typu EEG. Na obr. 6.5 lze vidět výsledky pro první signál z prvního záznamu z databáze obsahujícího signál EEG s nastavenou filtrační úrovní rozkladu 2. Na grafu vyhodnocení korelace jsou vlnky haar a bior3.5 již od počátečních úrovní šumu horší nežli ostatní vlnky a od desáté úrovně šumu je viditelně horší i vlnka bior2.4, ostatní vlnky se v grafu průběžně zhoršují s přibývajícím šumem. Na grafu s vyhodnocením NMSE vlnka haar nijak nevybočuje a pouze vlnky bior3.5 a bior2.4 jsou od jedenácté úrovně viditelně horší nežli ostatní vlnky, které se postupně zhoršují. Na posledním grafu s vyhodnocením Q-indexu jsou už od počátku patrně špatné vlnky haar a bior3.5.

Výsledky metod pro první signál z prvního záznamu jsou zobrazeny v tab. 6.8 kde byly zprůměrované, aby výsledkem byla pouze jedna hodnota pro všechny úrovně šumu. V tab. 6.9 se nachází výsledky vyhodnocení pro první záznam, hodnoty jsou zde zprůměrované ze všech signálů v záznamu. V tabulkách se nachází výsledky vyhodnocení pro úroveň rozkladu 2, 5 a 8. Dva nejlepší výsledky vyhodnocení pro jednotlivou metodu jsou vyznačeny tučně.

Z výsledků vyhodnocení z tab. 6.8 vychází, že při porovnání jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu, jsou pro úroveň rozkladu 2 nejlepší typy vlnek dmey a fk14. Pro úroveň rozkladu = 5 jsou to typy vlnek dmey a coif3 a pro úroveň rozkladu 8 jsou to typy vlnek dmey, coif3 a coif4. Nejlepší vyhodnocení pro signál je na úrovni rozkladu 8 s vlnkou coif3.

Tabulku tab. 6.9 byla vyhodnocena stejně jako předcházející tabulka, a to porovnáním jednotlivých vlnek o jedné úrovni rozkladu mezi sebou. Na úrovni rozkladu 2 jsou nejvhodnější typy vlnek db8 a fk14, na úrovni rozkladu 5 je to vlnka fk14 a na úrovni rozkladu 8 jsou to vlnky coif4 a fk14. Porovnáme-li tabulky mezi sebou, lze říct, že ostatní signály se podařilo lépe vyfiltrovat i za pomoci jiných vlnek nežli první signál, přesto však mezi nejúčinnější vlnky patří fk14 a coif3, které i u prvního signálu byly ucházející. Vycházíme-li tedy z tabulky vyhodnocení pro celý záznam, nejlépe dopadla filtrace medicínského signálu typu EEG za pomoci vlnkové transformace je při použití vlnky coif3, případně vlnky fk14.



Obr. 6.5 Grafy porovnání efektivity filtrace pro první signál z prvního záznamu EEG

Tab. 6.8 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody
pro první signál z prvního záznamu EEG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|---------------|----------------|---------------------|---------------|----------------|---------------------|---------------|----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.8493 | 0.4387 | 0.5608 | 0.8541 | 0.2831 | 0.5712 | 0.8546 | 0.2692 | 0.5648 |
| db5 | 0.8736 | 0.3862 | 0.5954 | 0.8944 | 0.2066 | 0.6231 | 0.8954 | 0.1964 | 0.6189 |
| db8 | 0.8740 | 0.3872 | 0.5958 | 0.8907 | 0.2114 | 0.6191 | 0.8926 | 0.1988 | 0.6221 |
| db10 | 0.8748 | 0.3833 | 0.5958 | 0.8911 | 0.2086 | 0.6216 | 0.8933 | 0.1955 | 0.6203 |
| sym2 | 0.8695 | 0.3910 | 0.5957 | 0.8819 | 0.2286 | 0.6080 | 0.8845 | 0.2156 | 0.6083 |
| sym5 | 0.8740 | 0.3880 | 0.5962 | 0.8925 | 0.2088 | 0.6221 | 0.8944 | 0.1956 | 0.6186 |
| sym8 | 0.8746 | 0.3836 | 0.5962 | 0.8938 | 0.2050 | 0.6208 | 0.8965 | 0.1918 | 0.6212 |
| coif3 | 0.8742 | 0.3848 | 0.5965 | 0.8972 | 0.2002 | 0.6281 | 0.8998 | 0.1873 | 0.6272 |
| coif4 | 0.8739 | 0.3872 | 0.5953 | 0.8951 | 0.2062 | 0.6208 | 0.8965 | 0.1937 | 0.6226 |
| bior3.5 | 0.8299 | 0.6214 | 0.5421 | 0.8330 | 0.5642 | 0.5498 | 0.8324 | 0.5613 | 0.5491 |
| bior2.4 | 0.8506 | 0.5138 | 0.5758 | 0.8563 | 0.3913 | 0.5885 | 0.8549 | 0.3830 | 0.5881 |
| rbio3.5 | 0.8683 | 0.4057 | 0.5857 | 0.8052 | 0.3332 | 0.5231 | 0.7964 | 0.3296 | 0.4932 |
| rbio2.4 | 0.8729 | 0.3859 | 0.5981 | 0.8606 | 0.2528 | 0.5805 | 0.8540 | 0.2526 | 0.5701 |
| dmey | 0.8751 | 0.3809 | 0.5959 | 0.8967 | 0.1982 | 0.6259 | 0.8988 | 0.1850 | 0.6211 |
| fk6 | 0.8721 | 0.3909 | 0.5958 | 0.8864 | 0.2228 | 0.6164 | 0.8866 | 0.2141 | 0.6161 |
| fk14 | 0.8752 | 0.3799 | 0.5947 | 0.8920 | 0.2076 | 0.6211 | 0.8948 | 0.1942 | 0.6212 |

Tab. 6.9 Průměry hodnot pro jednotlivé vyhodnocovací metody pro první záznam EEG

| Vlnka | Úroveň rozkladu = 2 | | | Úroveň rozkladu = 5 | | | Úroveň rozkladu = 8 | | |
|---------|---------------------|---------------|----------------|---------------------|---------------|----------------|---------------------|---------------|----------------|
| | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) | Korelace (-) | NMSE (-) | Q-index (-) |
| haar | 0.8559 | 0.4241 | 0.5595 | 0.8811 | 0.2308 | 0.5994 | 0.8797 | 0.2249 | 0.5956 |
| db5 | 0.8716 | 0.3942 | 0.5816 | 0.9088 | 0.1817 | 0.6442 | 0.9078 | 0.1758 | 0.6402 |
| db8 | 0.8722 | 0.3933 | 0.5817 | 0.9090 | 0.1805 | 0.6440 | 0.9079 | 0.1743 | 0.6379 |
| db10 | 0.8710 | 0.3963 | 0.5805 | 0.9095 | 0.1793 | 0.6475 | 0.9080 | 0.1736 | 0.6404 |
| sym2 | 0.8673 | 0.4028 | 0.5833 | 0.9044 | 0.1901 | 0.6405 | 0.9037 | 0.1833 | 0.6358 |
| sym5 | 0.8704 | 0.3965 | 0.5809 | 0.9099 | 0.1793 | 0.6470 | 0.9085 | 0.1730 | 0.6404 |
| sym8 | 0.8704 | 0.3990 | 0.5810 | 0.9100 | 0.1795 | 0.6462 | 0.9079 | 0.1746 | 0.6372 |
| coif3 | 0.8705 | 0.3980 | 0.5819 | 0.9103 | 0.1785 | 0.6466 | 0.9088 | 0.1729 | 0.6399 |
| coif4 | 0.8709 | 0.3973 | 0.5813 | 0.9103 | 0.1778 | 0.6463 | 0.9090 | 0.1719 | 0.6393 |
| bior3.5 | 0.8295 | 0.6230 | 0.5299 | 0.8351 | 0.5611 | 0.5396 | 0.8334 | 0.5592 | 0.5381 |
| bior2.4 | 0.8512 | 0.4991 | 0.5632 | 0.8665 | 0.3632 | 0.5897 | 0.8624 | 0.3590 | 0.5841 |
| rbio3.5 | 0.8629 | 0.4235 | 0.5707 | 0.8642 | 0.2593 | 0.5897 | 0.8382 | 0.2803 | 0.5401 |
| rbio2.4 | 0.8687 | 0.4022 | 0.5844 | 0.8864 | 0.2132 | 0.6223 | 0.8761 | 0.2203 | 0.5985 |
| dmey | 0.8719 | 0.3950 | 0.5809 | 0.9083 | 0.1815 | 0.6441 | 0.9060 | 0.1766 | 0.6364 |
| fk6 | 0.8688 | 0.4004 | 0.5826 | 0.9054 | 0.1879 | 0.6432 | 0.9042 | 0.1827 | 0.6390 |
| fk14 | 0.8725 | 0.3927 | 0.5823 | 0.9105 | 0.1777 | 0.6466 | 0.9101 | 0.1709 | 0.6426 |

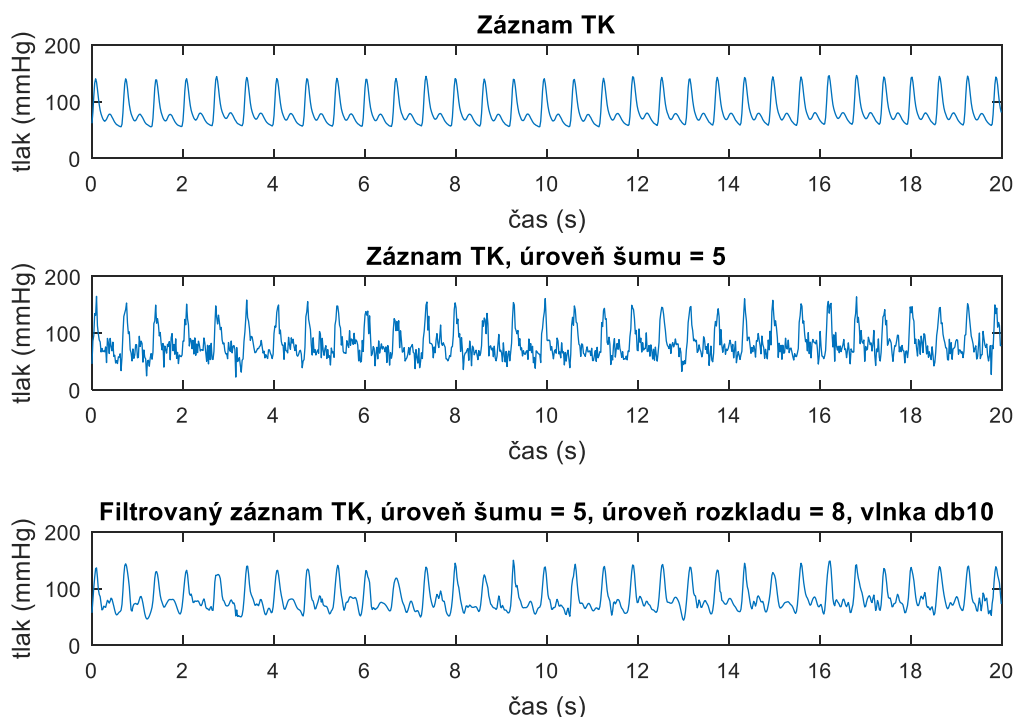
7 Celkové vyhodnocení

Nakonec byla všechna předchozí data shrnuta. Pro celkový přehled je v tab. 7.1 pro každý medicínský signál vypsána nejvhodnější vlnka a úroveň na které proběhla nejlepší filtrace. A dále je napsaná vlnka, pro kterou výsledný filtrovaný signál dopadl při vyhodnocování nejhůře. Pro ukázkou jsou dále vykresleny grafy s originálním signálem následně signál se šumem, a nakonec signál po filtraci s nejvhodnějšími parametry.

Tab. 7.1 Přehled vhodných a nevhodných vlnek

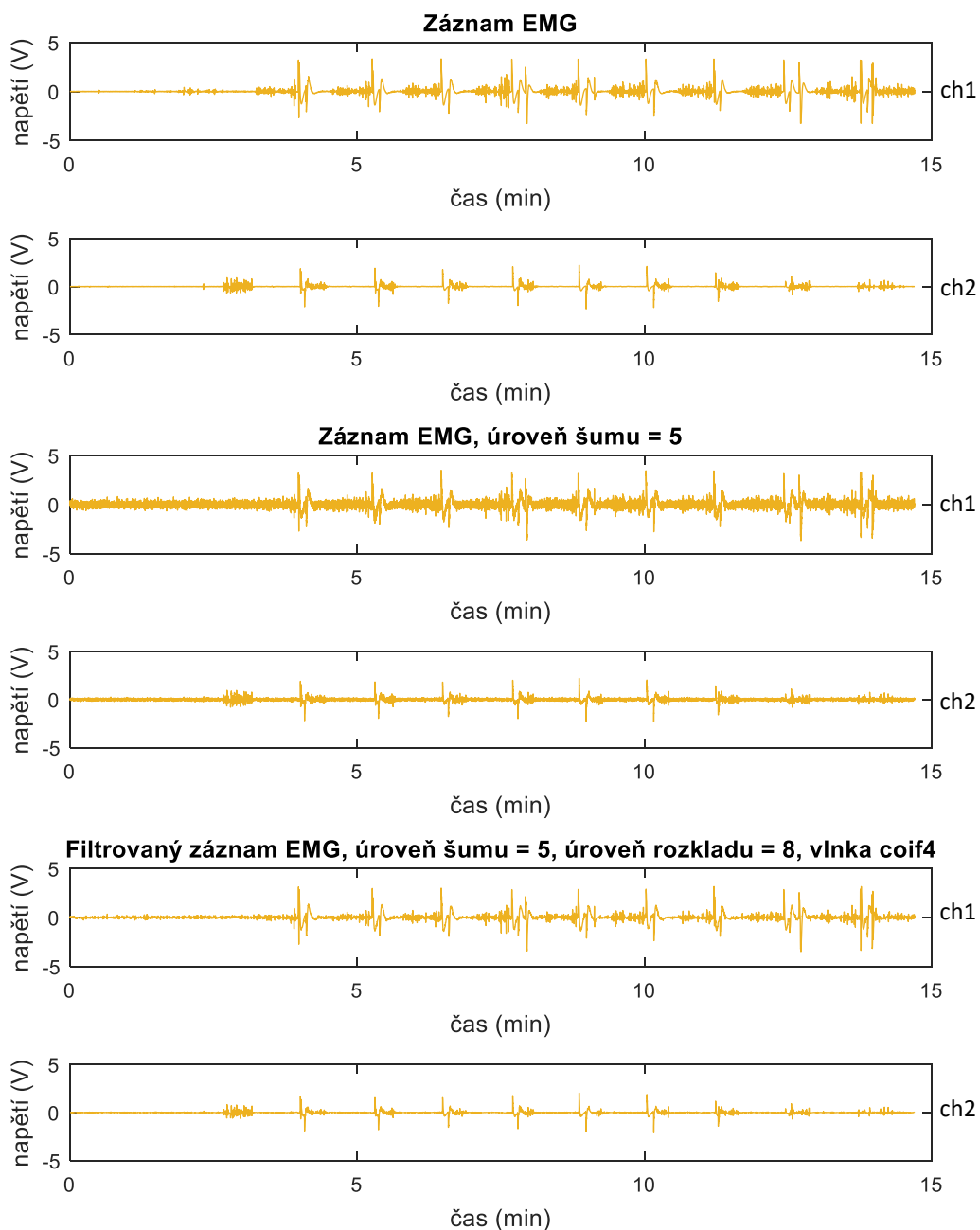
| Typ signálu | Nejvhodnější vlnka | Nejvhodnější rozklad | Nejhorší vlnka |
|-------------|--------------------|----------------------|----------------|
| TK | db10 | úroveň 8 | bior3.5 |
| EMG | coif4 | úroveň 8 | bior3.5 |
| EKG | coif3 | úroveň 8 | bior3.5 |
| EGG | sym5 | úroveň 8 | bior2.4 |
| EEG | fk14 | úroveň 8 | bior3.5 |

Signál TK má jako nejvhodnější vlnku pro filtraci db10, kdy můžeme předpokládat, že to může být způsobeno jejich podobností v tvaru a nejvhodnější úroveň rozkladu je 8.



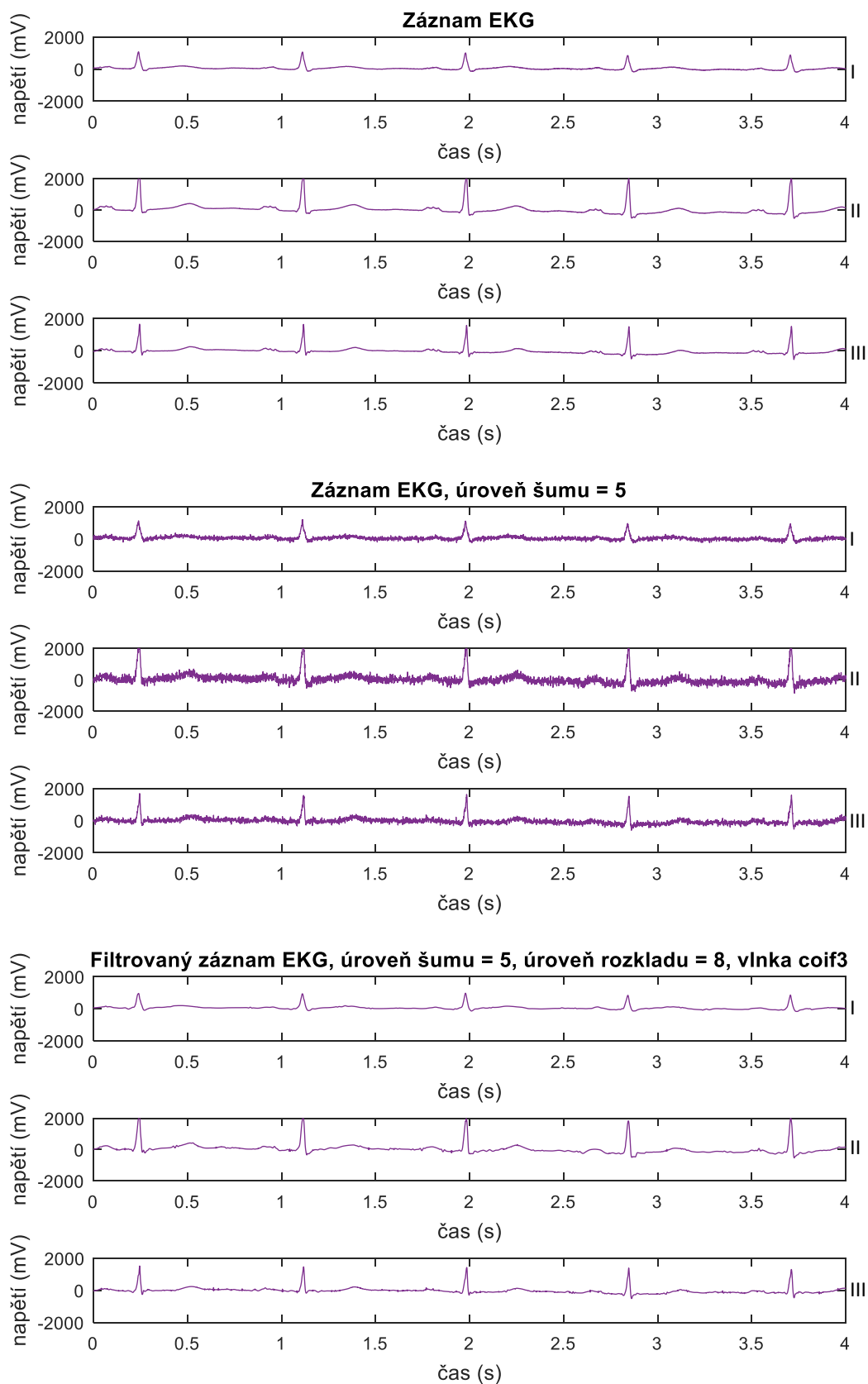
Obr. 7.1 Ukázka průběhu analýzy signálu TK při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam

Signál EMG má jako nejvhodnější vlnku pro filtraci `coif4`, pravděpodobně, kvůli tvaru vlnky `coif4`, která může připomínat nepravidelný signál EMG. Opět byla nejlepší úroveň rozkladu 8.



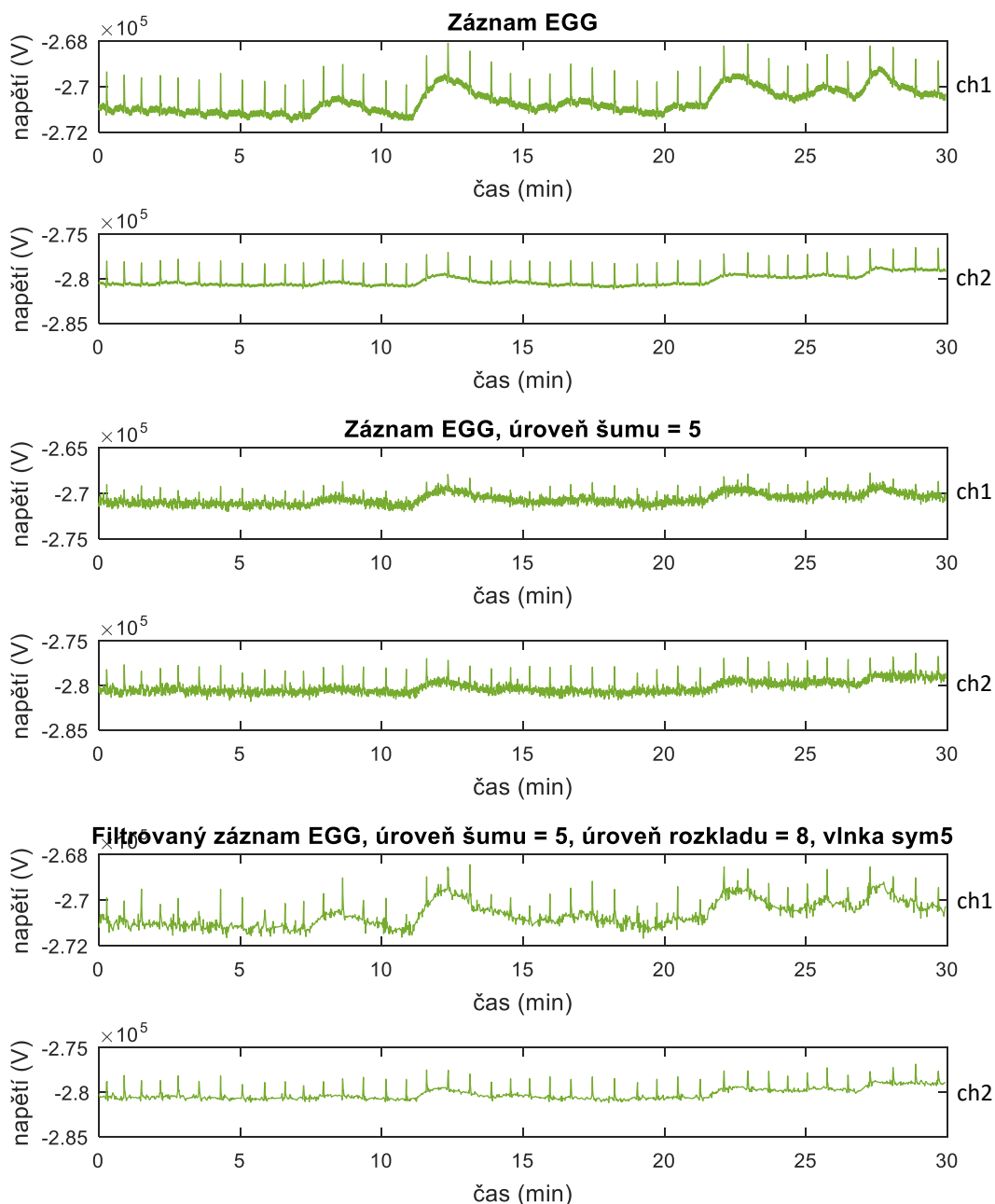
Obr. 7.2 Ukázka průběhu analýzy signálu EMG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam

Signál EKG má opět nejlepší úroveň rozkladu 8 a jako nejvhodnější vlnku pro filtraci `coif3` a velmi podobný výsledek má i vlnka `sym8`. Tyto dvě vlnky jsou si velmi podobné a můžeme předpokládat, že i proto mají obě tak dobré výsledky při filtraci signálu EKG.



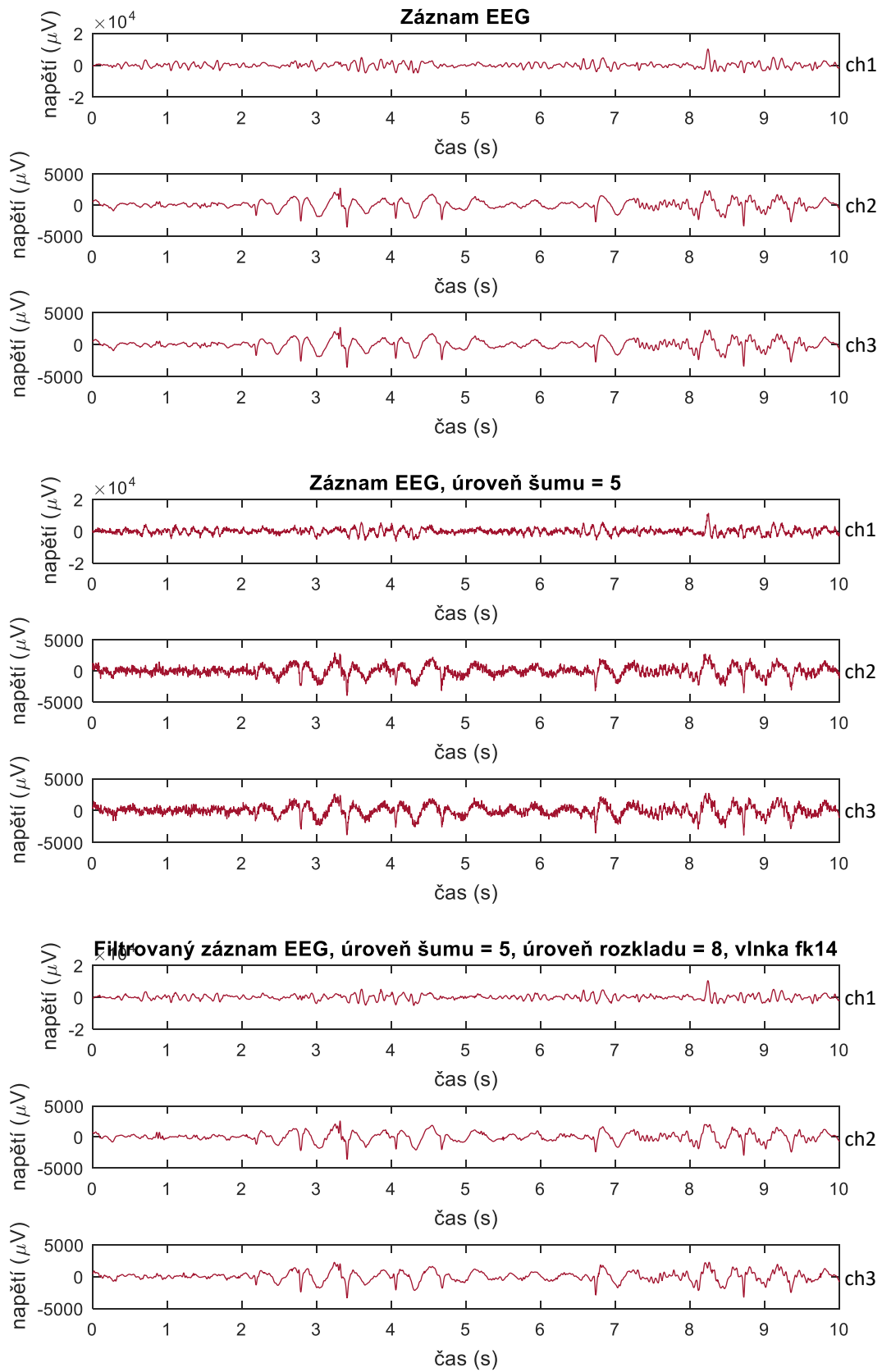
Obr. 7.3 Ukázka průběhu analýzy signálu EKG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam, první 3 svody

I když signál EGG obsahoval data o velkém rozsahu hodnot, a byl ve vyhodnocení s většinou vlnek uspokojivý jako nejvhodnější vlnka byla pro filtraci sym5 a úroveň rozkladu 8.



Obr. 7.4 Ukázka průběhu analýzy signálu EGG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam

Signál EEG jako jeden z mála byl velmi dobře filtrovaný rodinu Fejér-Korovkin a zvláště její vlnkou fk14. Stejně jako předcházející signály byl nejlépe filtrovaný, když parametr úroveň rozkladu byla 8.



Obr. 7.5 Ukázka průběhu analýzy signálu EEG při nejvhodnějších parametrech filtrace, první záznam, první 3 kanály

Závěr

Hlavní náplní bakalářské práce bylo zpracovat filtraci různých typů medicínských signálů pomocí vlnkové transformace. Zvolit vhodné parametry vlnkové transformace, tak aby byla filtrace co nejefektivnější. Efektivita se zkoumala pomocí statistických metod.

Teorie filtrace signálů je uvedena v úvodních kapitolách, kde jsou popsány různé metody filtrace signálů. Podrobněji je popsána filtrace vlnkovou transformací, která byla následně použita při filtraci zvolených medicínských signálů. Stručně jsou rovněž popsány šumy, jež se objevují jednak u signálů, nebo u obrazů.

Na počátku práce byla nejdříve vytvořena testovací databáze medicínských signálů. Tato databáze obsahuje datasety signálů krevního tlaku, EMG, EKG, EGG, EEG. Většina datasetů je z volně přístupného zdroje [18] nebo ze školního měření. Celkem tyto datasety obsahují 153 signálů ve 27 záznamech. Záznamy před vložením do databáze prošly časovou úpravou tak, aby se snížila výpočetní náročnost filtrace a zlepšila přehlednost grafů.

Všechny záznamy po vložení do databáze prošly procesem implementace šumu. K umělému zašumění, které bylo přidáno z důvodu otestování efektivity filtrace, se použil Gaussův bílý šum. Ke každému záznamu byl přidán šum o 20 úrovních, kdy s každou další úrovní byl implementovaný šum intenzivnější. Parametr SNR, který ovlivňuje sílu zašumění signálu, byl a pro většinu signálů (EMG, EKG, EEG) v rozsahu od 12 dB do -7 dB, s výjimkou u TK (od 22 dB do 3 dB) a u EGG (od 65 dB do 56 dB). Tyto signály se šumem pak byly použity ve filtraci.

Filtrace byla provedena pomocí vlnkové transformace, která je především závislá na dvou hlavních parametrech. Prvním parametrem, který byl v této práci zkoumán, byl typ použité vlnky pro filtraci. Dohromady bylo pro filtraci použito 16 vlnek, kdy z osmi rodin bylo náhodně vybrány jedna až tři vlnky. Druhým důležitým sledovaným parametrem v této práci byla úroveň rozkladu. Signály byly filtrovány za pomoci úrovně rozkladu 2, 5 a 8.

K vyhodnocení efektivity vlnkové transformace při různých parametrech byly vypočteny pomocí objektivizačních parametrů NMSE, korelace a Q-index. I přesto, že nebylo očekáváno, že pro všechny případy filtrace bude nejlepší jedna vlnka, jsou si mnohé vlnky ve své vhodnosti velmi podobné, i když pro jednotlivé medicínské signály vyšly jako nejvhodnější různé vlnky.

Jako nejúspěšnější rodina vlnek vyšla rodina Coiflets, ale i rodiny Daubechies a Symlets měly velmi úspěšné vlnky. Pro signál TK byla nejefektivnější vlnkou db10, kdy to může být způsobeno jejich podobností v tvaru. Šum signálu EMG se nejlépe vyfiltroval pomocí vlnky coif4, pravděpodobně kvůli tvaru vlnky, která může připomínat nepravidelný signál EMG. Signál EKG byl nejlépe vyfiltrovaný vlnkou coif3, a velmi podobný výsledek má i vlnka sym8. Tyto dvě vlnky jsou si velmi podobné a lze předpokládat, že i proto mají obě tak dobré výsledky při filtraci signálu EKG. Oproti tomu signál EGG, který obsahoval data s velkým rozsahem hodnot, byl ve vyhodnocení většiny vlnek uspokojivý. A to především z důvodu charakteristického průběhu signálu EGG. Pro signál EEG to byla vlnka fk14, která dopadla nejlépe.

Z výsledků vyhodnocení lze vyčíst, že rodiny Biorthogonal a Revers Biorthogonal dopadly ve většině případů jako nejhorší. Tento výsledek bude pravděpodobně způsoben jejich tvarem a funkcí, které nejsou zvoleným medicínským signálům podobné, a tedy není je vhodné pro filtraci používat.

Další nevhodnou variantou je použití vlnky Haar, kdy vlnka představuje jednotkový skok a všechny signály vyfiltrovala do schodovitého tvaru.

Při sledování úrovně rozkladu, bylo z vyhodnocení zjištěno, že nejvhodnější ze zvolených úrovní je ve všech případech filtrace 8. úrovně. Pro lepší rozlišení by bylo potřeba přidat do analýzy další úrovně, tak aby se pokryl vliv vyšších úrovní rozkladu, což ale nebylo na počátku práce předpokládáno, že nastane. V tomhle směru by se mohla práce dále rozvíjet.

Literatura

- [1] BRUCE, Eugene N. Biomedical signal processing and signal modeling. New York: Wiley, 2001. ISBN 04-713-4540-7.
- [2] JAN, Jiří. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [3] OWEN, Mark. Practical signal processing. New York: Cambridge University Press, 2012. ISBN 978-110-7411-821.
- [4] KARU, Zohar Z. Signals and systems made ridiculously simple. Cambridge, MA: ZiZi Press, 1995. ISBN 09-643-7521-4.
- [5] LYONS, Richard G. Understanding digital signal processing. Reading, Mass.: Addison Wesley Pub. Co., 1997. ISBN 02-016-3467-8.
- [6] Introduction to Filters: FIR versus IIR. Siemens [online]. Siemens Digital Industry Software Inc., 2019 [cit. 2019-11-10]. Dostupné z: <https://community.sw.siemens.com/s/article/introduction-to-filters-fir-versus-iir>
- [7] SINGH, Palwinder a Leena JAIN. Noise reduction in ultrasound images using wavelet and spatial filtering techniques. In: 2013 2nd International Conference on Information Management in the Knowledge Economy [online]. Chandigarh: IEEE, 2013, s. 57-63 [cit. 2019-11-10]. ISBN 978-81-920249-7-4.
- [8] MISITI, Michel, Yves MISITI, Georges OPPENHEIM a Jean-Michel POGGI. Wavelet Toolbox™ 4: User's Guide [online]. 4. Natick, Massachusetts: The MathWorks, Inc, 2009 [cit. 2019-12-03]. Dostupné z: [https://www.ltu.se/cms_fs/1.51590!/wavelet%20toolbox%204%20user's%20guide%20\(larger%20selection\).pdf](https://www.ltu.se/cms_fs/1.51590!/wavelet%20toolbox%204%20user's%20guide%20(larger%20selection).pdf)
- [9] ADDISON, Paul S. The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance. Second edition. Boca Raton, FL: CRC Press, 2017. ISBN 978-148-2251-326.
- [10] MOTCHENBACHER, C. D. a J. A. CONNELLY. Low-noise electronic system design. New York: Wiley, 1993. ISBN 978-047-1577-423.
- [11] NEVŘIVA, Pavel a Martin PIEŠ. Signály a soustavy. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2012, 293 s.
- [12] CHITODE, J. S. Communication Theory. Pune: Technical Publications, 2002, 540 s. ISBN 9788184314472.
- [13] CLIFFORD, Gari D. ECG Statistics, Noise, Artifacts, and Missing Data. AZUAJE, F., P. E MCSHARRY a G. D. CLIFFORD. Advanced Methods And Tools for ECG Data Analysis [online]. London: Artech House, 2006, s. 55-99. ISBN 978-1-58053-966-1.
- [14] CHEN, Xiangcheng. On Schottky Noise and Shot Noise. 2018. DOI: arXiv:1805.12207 [physics.ins-det].
- [15] BOYAT, Ajay Kumar a Brijendra Kumar JOSHI. A Review Paper: Noise Models in Digital Image Processing. Signal & Image Processing: An International Journal. 2015, 6(2), 63-75.

- DOI: 10.5121/sipij.2015.6206. ISSN 22293922. Dostupné také z: <http://www.aircconline.com/sipij/V6N2/6215sipij06.pdf>
- [16] THAKUR, Kirti, Jitendra KADAM, Pramod AMBHORE, Mahavir DHOKA a Ashok SAPKAL. Poisson noise reduction from X-ray medical images using modified Harris operator and wavelet domain thresholding. In: 2015 International Conference on Industrial Instrumentation and Control (ICIC). IEEE, 2015, s. 568-572. DOI: 10.1109/IIC.2015.7150806. ISBN 978-1-4799-7165-7. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7150806/>
- [17] SARODE, Milindkumar V. a Prashant R. DESHMUKH. Reduction of Speckle Noise and Image Enhancement of Images Using Filtering Technique. International Journal of Advancements in Technology [online]. 2011, 2(1), 30-38 [cit. 2019-11-10]. ISSN 0976-4860. Dostupné také z: <https://pdfs.semanticscholar.org/4e01/aa9df5695d12af4e522dad964ecc2eab22f3.pdf>
- [18] GOLDBERGER, Ary L., Luis A. N. AMARAL, Leon GLASS et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet. Circulation. 2000, 101(23). DOI: 10.1161/01.CIR.101.23.e215. ISSN 0009-7322. Dostupné také z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.CIR.101.23.e215>
- [19] WININGER, Michael, Maria QADRI, Zachary KAPPUS, Shabbar DANISH a William CRAELIUS. Trending autoregulatory indices during treatment for traumatic brain injury. Journal of Clinical Monitoring and Computing. 2016, 30(6), 821-831. DOI: 10.1007/s10877-015-9779-3. ISSN 1387-1307. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10877-015-9779-3>
- [20] MORIGUCHI, Maiki, Noriaki MAESHIGE, Mizuki UENO, Yoshiyuki YOSHIKAWA, Hiroto TERASHI, Hidemi FUJINO a Manoj SRINIVASAN. Modulation of plantar pressure and gastrocnemius activity during gait using electrical stimulation of the tibialis anterior in healthy adults. PLOS ONE. 2018, 13(5). DOI: 10.1371/journal.pone.0195309. ISSN 1932-6203. Dostupné také z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0195309>
- [21] BOUSSELJOT, R., D. KREISELER a A. SCHNABEL. Nutzung der EKG-Signaldatenbank CARDIODAT der PTB über das Internet. Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering. b.r., , 317-318. DOI: 10.1515/bmte.1995.40.s1.317. ISSN 0013-5585. Dostupné také z: <https://degruyter.com/view/j/bmte.1995.40.issue-s1/bmte.1995.40.s1.317/bmte.1995.40.s1.317.xml>
- [22] Documentation - corr. MathWorks: Makers of MATLAB and Simulink [online]. c1994-2020. Dostupné také z: <https://www.mathworks.com/help/stats/corr.html>
- [23] Documentation - goodnessOfFit. MathWorks: Makers of MATLAB and Simulink [online]. c1994-2020. Dostupné také z: <https://www.mathworks.com/help/ident/ref/goodnessoffit.html>
- [24] ZHOU WANG, a A.C. BOVIK. A universal image quality index. IEEE Signal Processing Letters [online]. 2002, 9(3), 81-84. DOI: 10.1109/97.995823. ISSN 1070-9908. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/995823/>

Seznam příloh

| | | |
|--------------|---|-----|
| Příloha I | Příloha v IS Edison | 70 |
| Příloha I.a | Adresář Vlnková filtrace | 70 |
| Příloha II | Grafická příloha..... | 71 |
| Příloha II.a | Původní záznamy medicínských signálů..... | 71 |
| Příloha II.b | Záznamy medicínských signálů se šumem..... | 86 |
| Příloha II.c | Filtrované signály medicínských signálů | 101 |

Příloha I Příloha v IS Edison

Obsahuje použité algoritmy a připravená data pro filtraci. Algoritmy jsou přehledně organizovány do relativně krátkých skriptů v samostatných souborech. Skripty byly vytvořeny a testovány v programu MATLAB ve verzi R2016a.

Příloha I.a Adresář Vlnková filtrace

Adresář obsahuje algoritmy pro výpočet vlnkové filtrace, výpočet efektivity filtrace a vykreslení libovolného grafu. Program pro vykreslování lze spustit dvěma způsoby. Prvním způsobem je spuštění za pomoci skriptu `start.m`, který načítá data a také provádí filtraci v případě vykreslování filtrovaných dat. Tento způsob je doporučený spustit vždy jako první, aby se načetla data. Druhý způsob je spuštění skriptem `vykresleni.m`, kde skript už nenačítá data a rovnou spouští dialog s vykreslením.

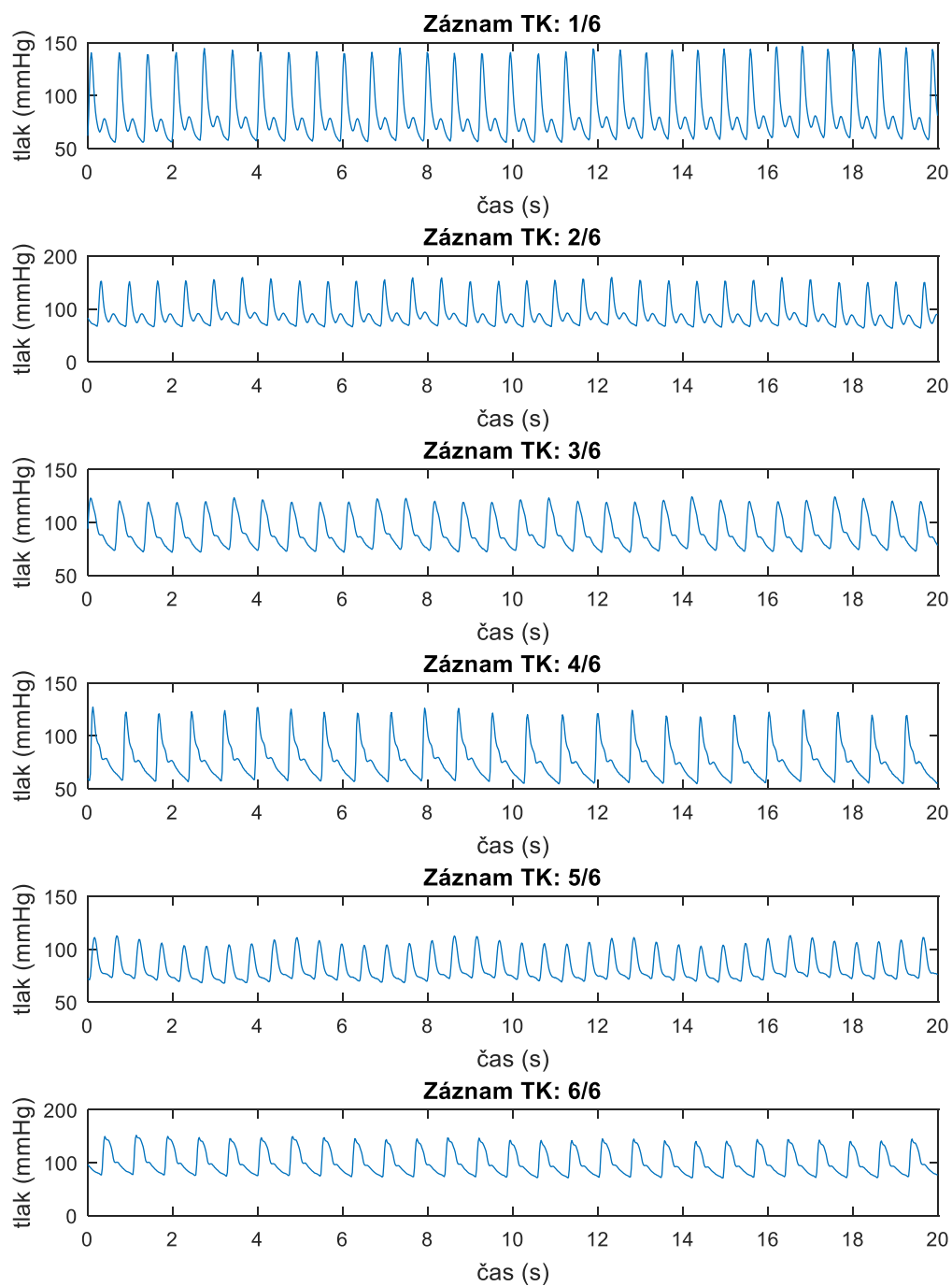
Příloha II Grafická příloha

Obsahuje záznamy a signály medicínských signálů, které jsou použité nebo významné v této bakalářské práci.

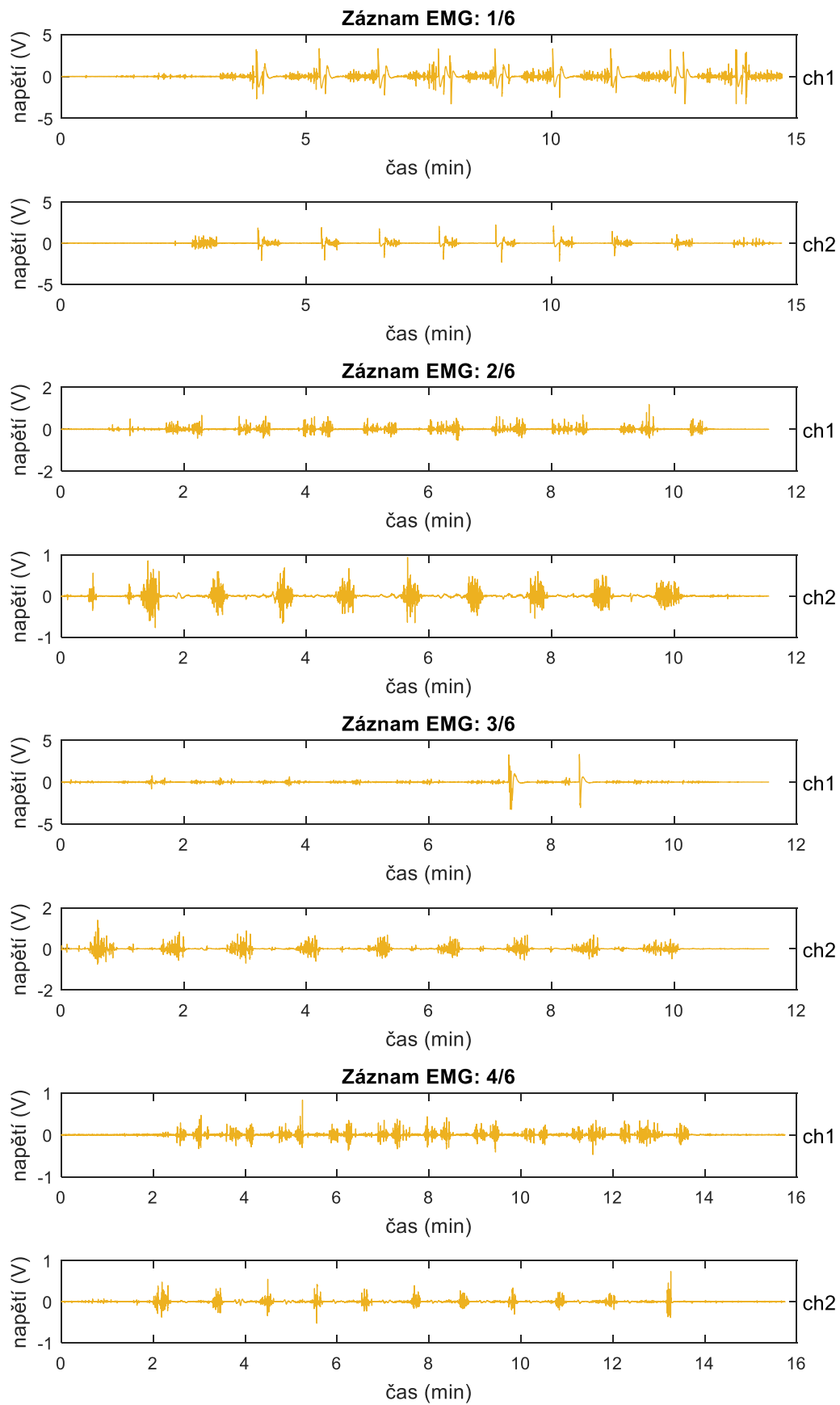
V první části jsou vykreslené záznamy všech medicínských signálů což činí 27 grafů záznamů. Dále jsou vykresleny vybrané úrovně šumů pro první záznam všech medicínských signálů. Z celkového množství 540 grafů záznamů je vykresleno pouze 25 grafů záznamů. V poslední části jsou vykreslené filtrované signály z každého medicínského signálu. I zde bylo množství celkových grafů záznamů upraveno z 25920 na pouhých 75 grafů signálů. Avšak libovolný graf lze pomocí výše zmíněného algoritmu vykreslit.

Příloha II.a Původní záznamy medicínských signálů

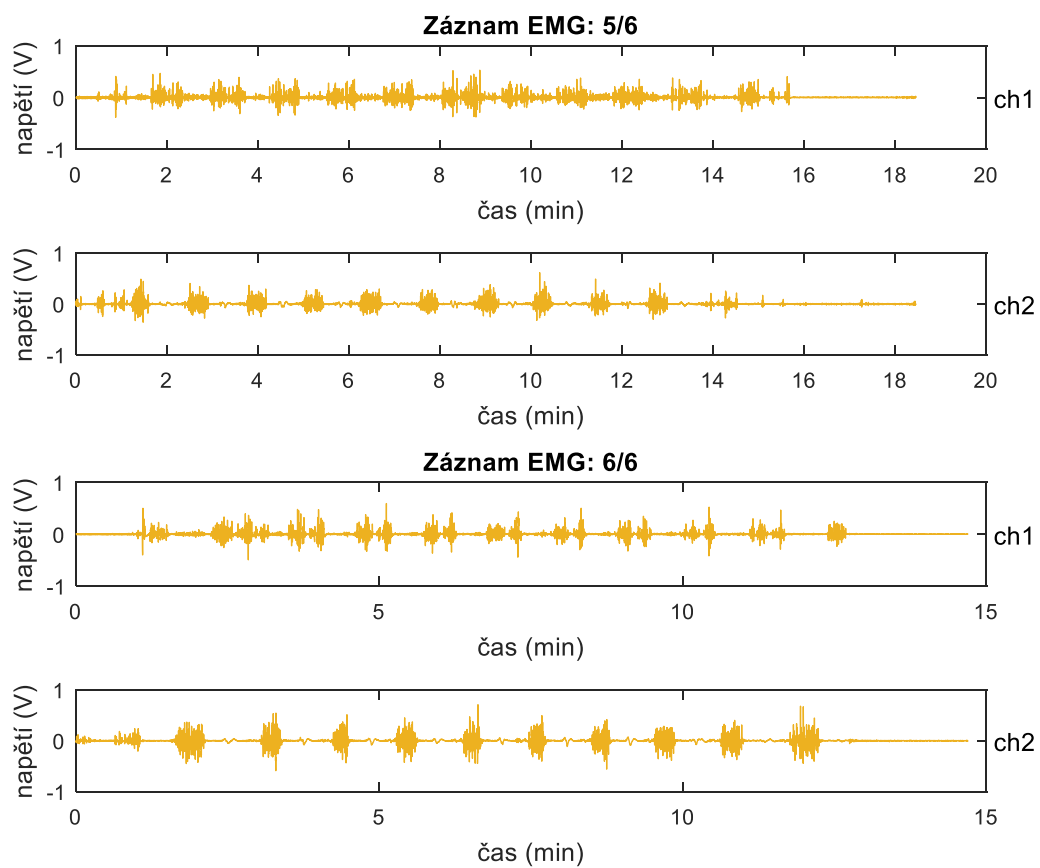
V této části příloh jsou grafy všech původních záznamů medicínských signálů použitých v této bakalářské práci.



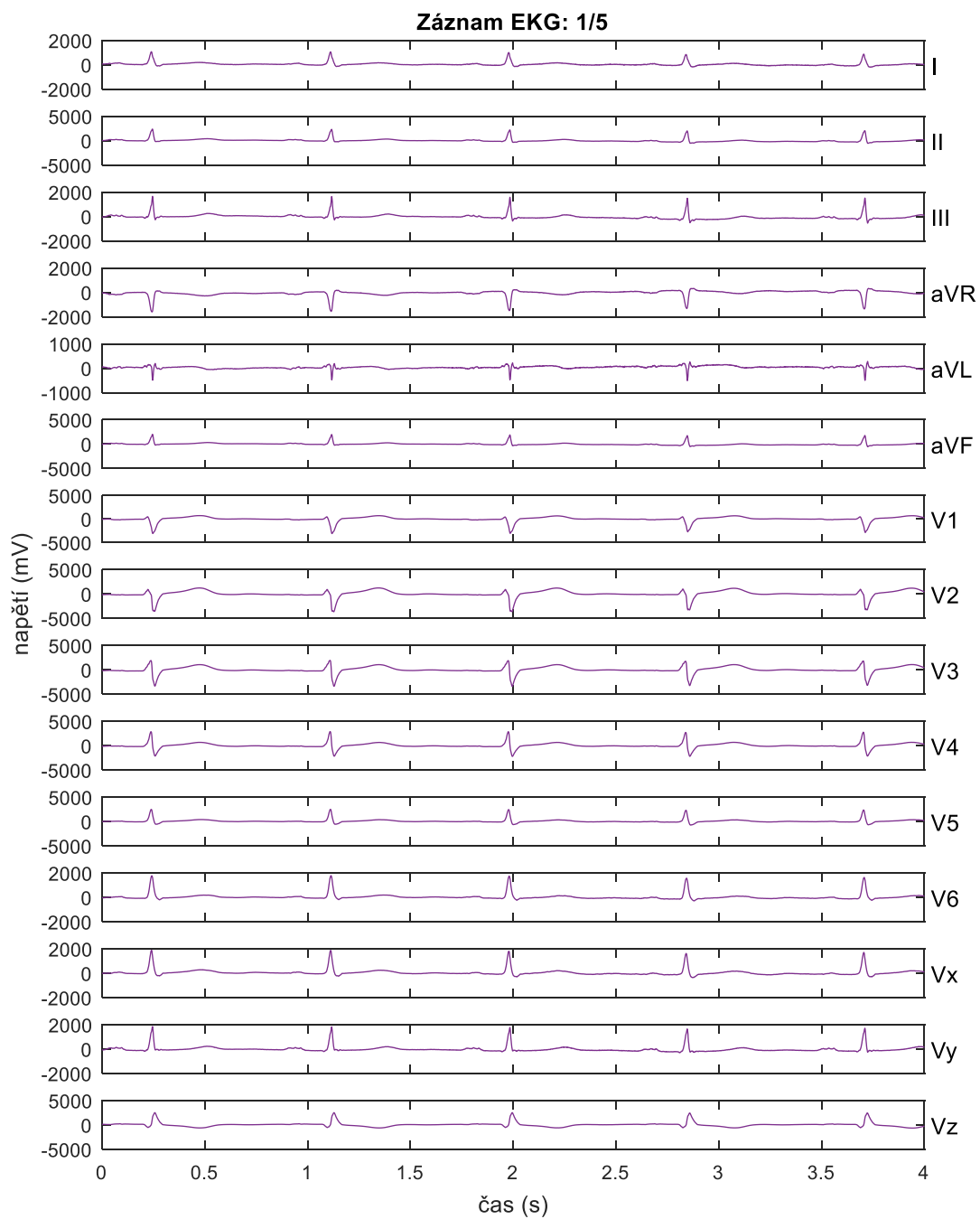
Příloha 1 Záznamy TK [19]



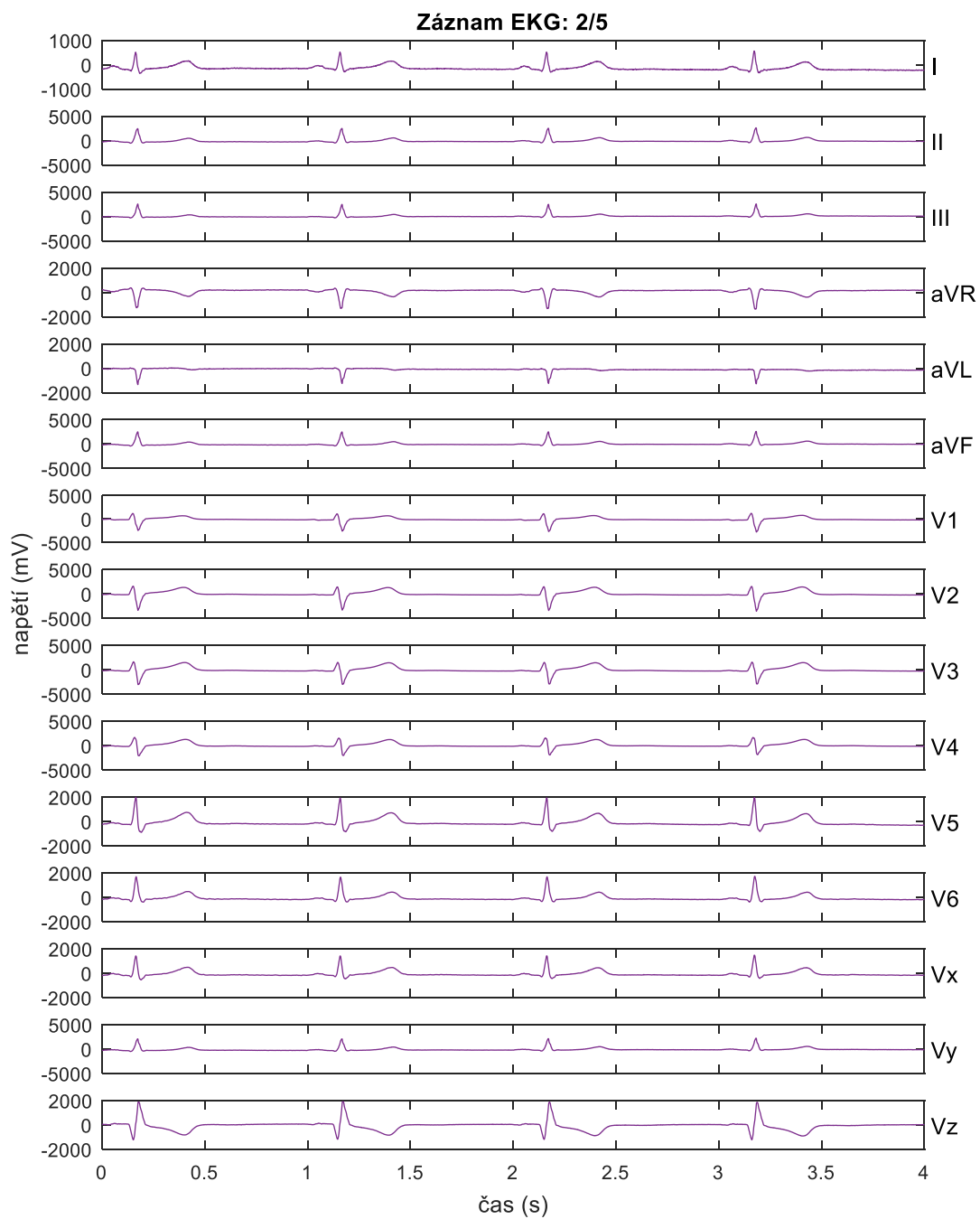
Příloha 2 Záznamy EMG [20]



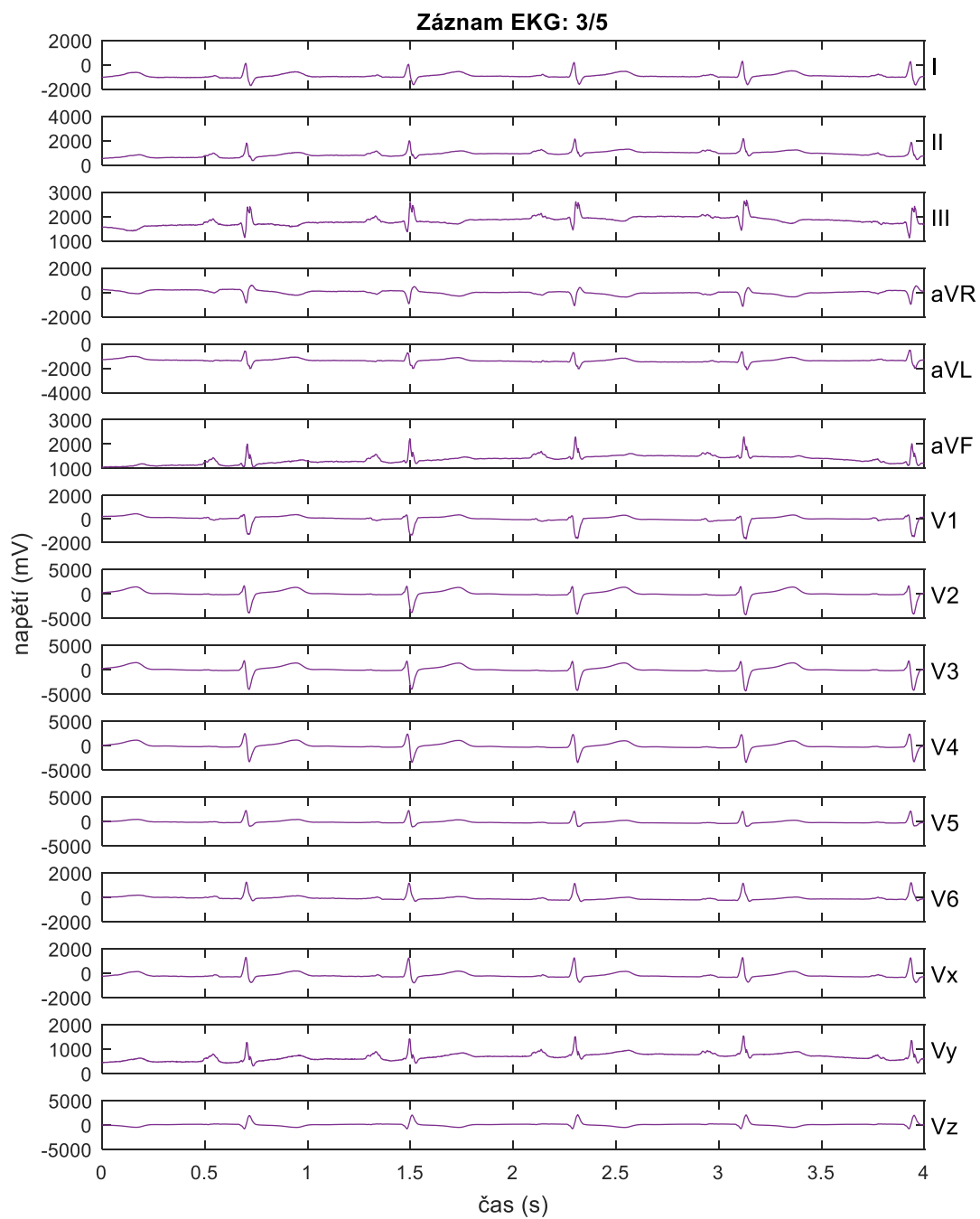
Příloha 2 Záznamy EMG – pokračování



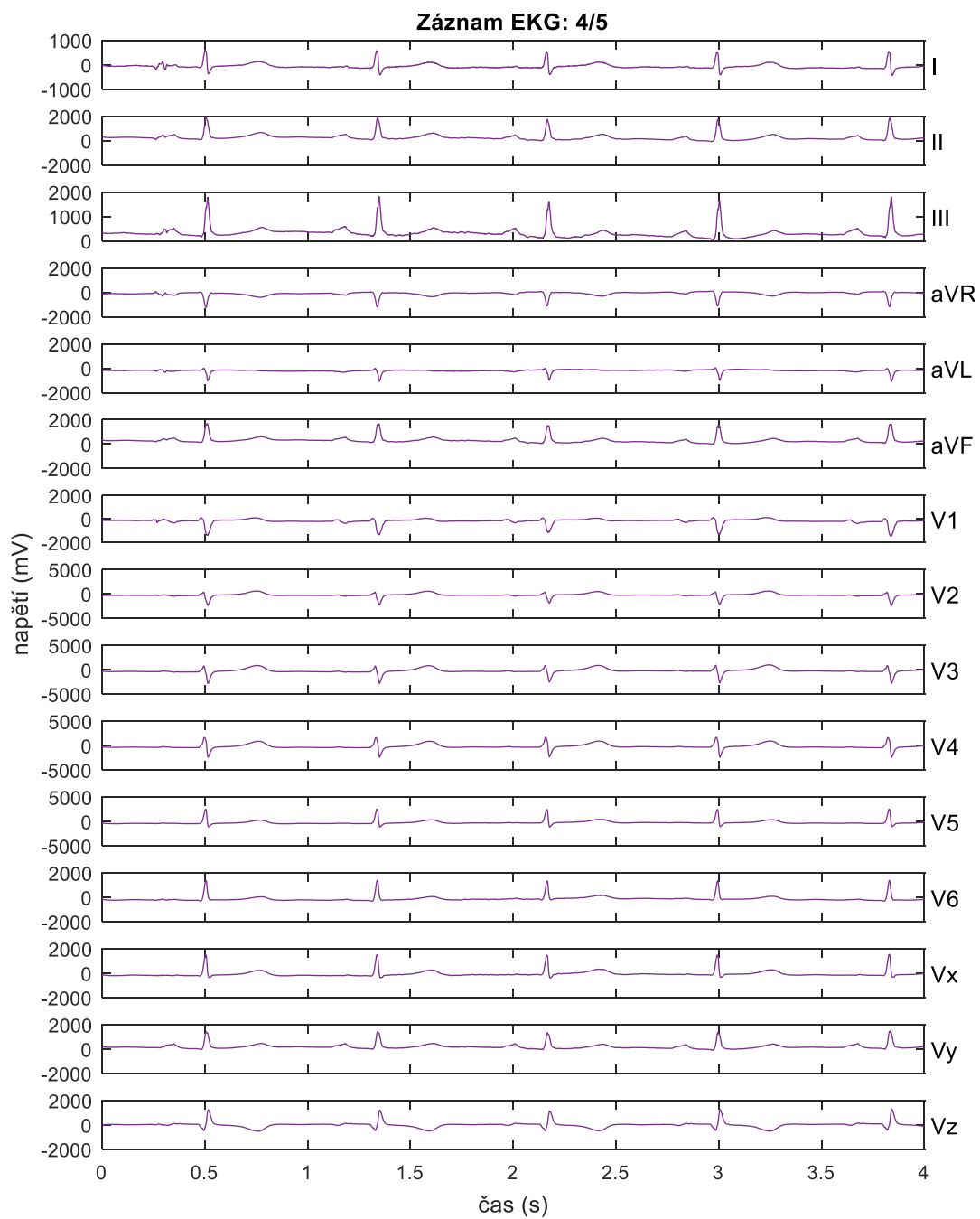
Příloha 3 Záznamy EKG [21]



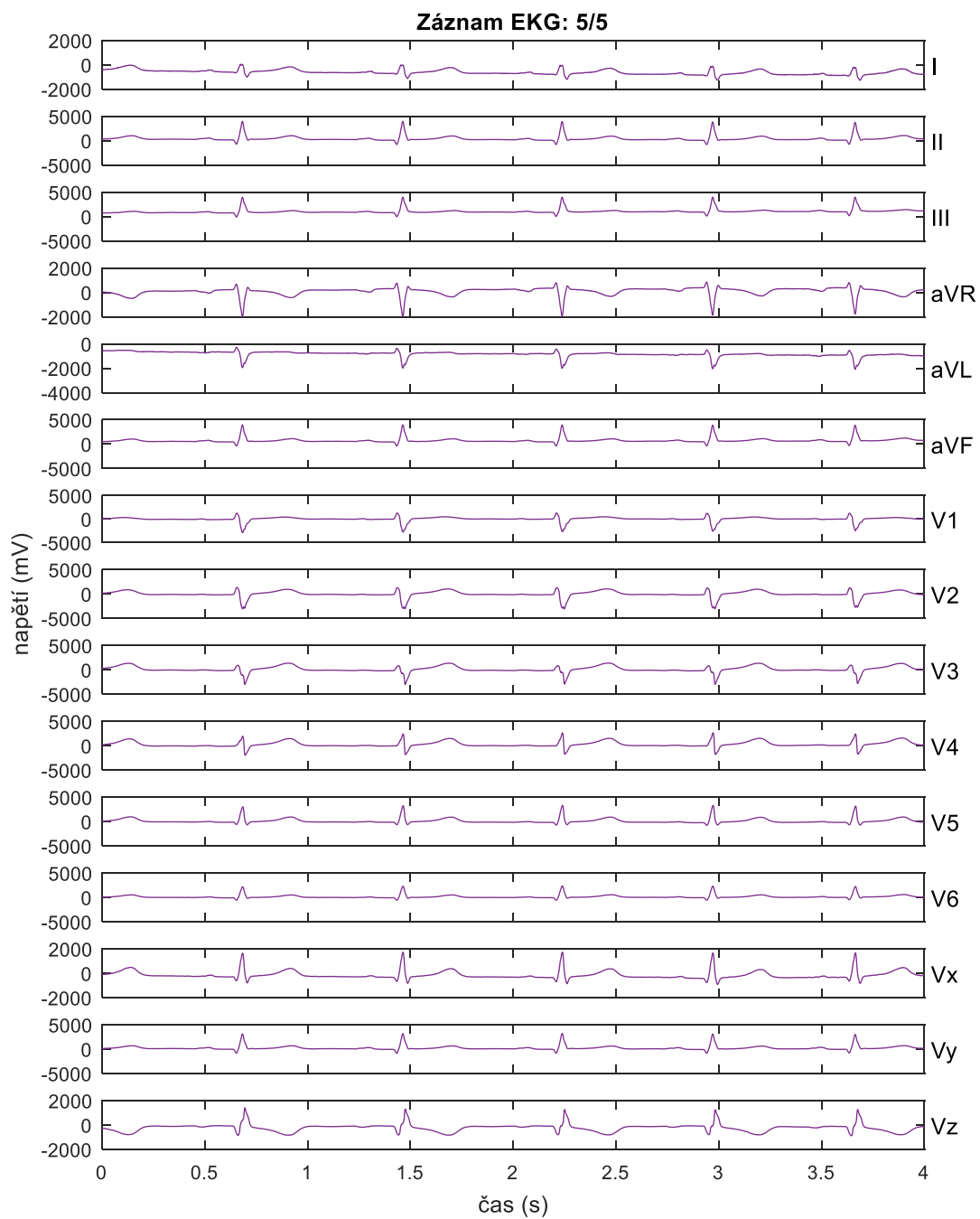
Příloha 3 Záznamy EKG – pokračování



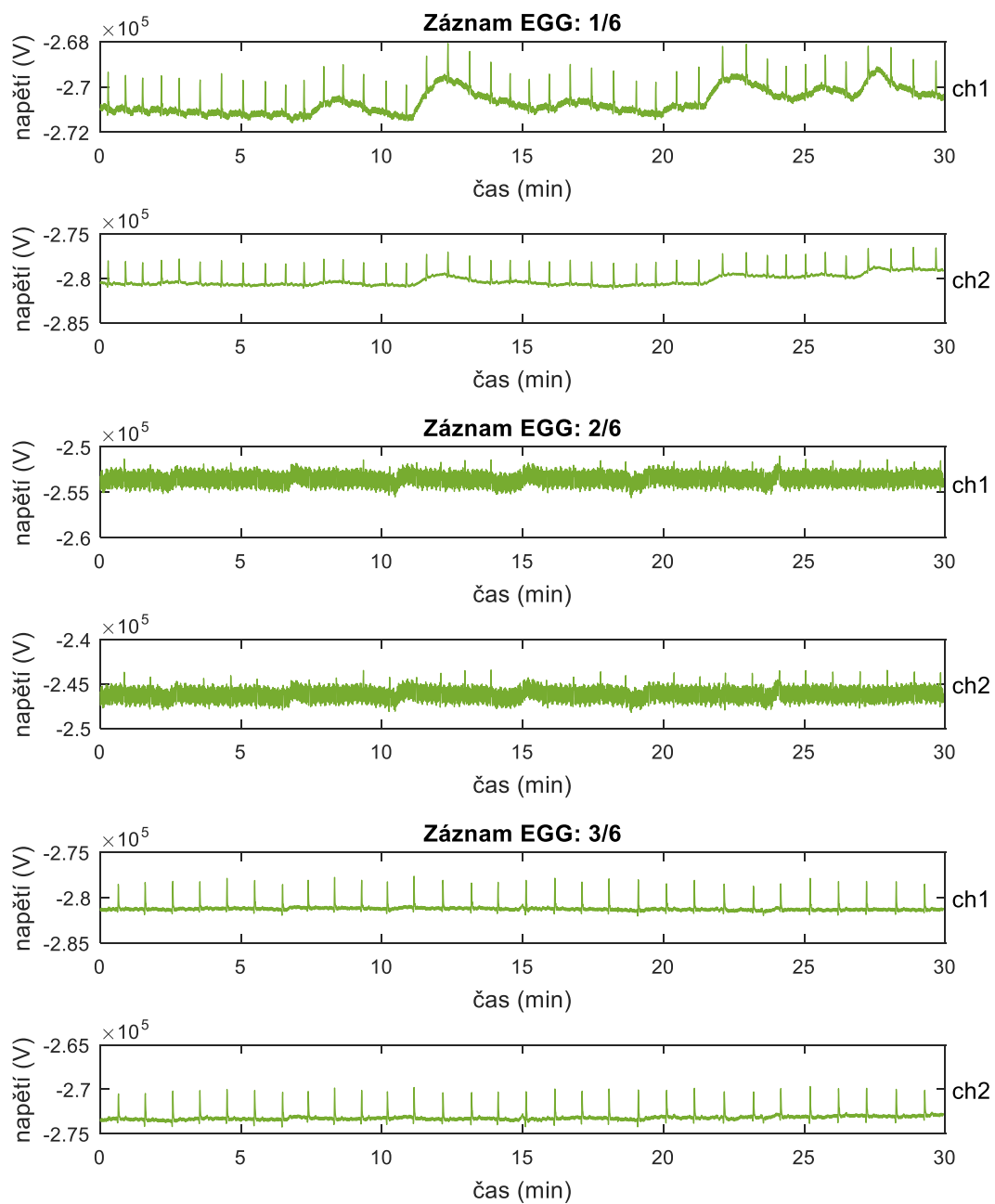
Příloha 3 Záznamy EKG – pokračování



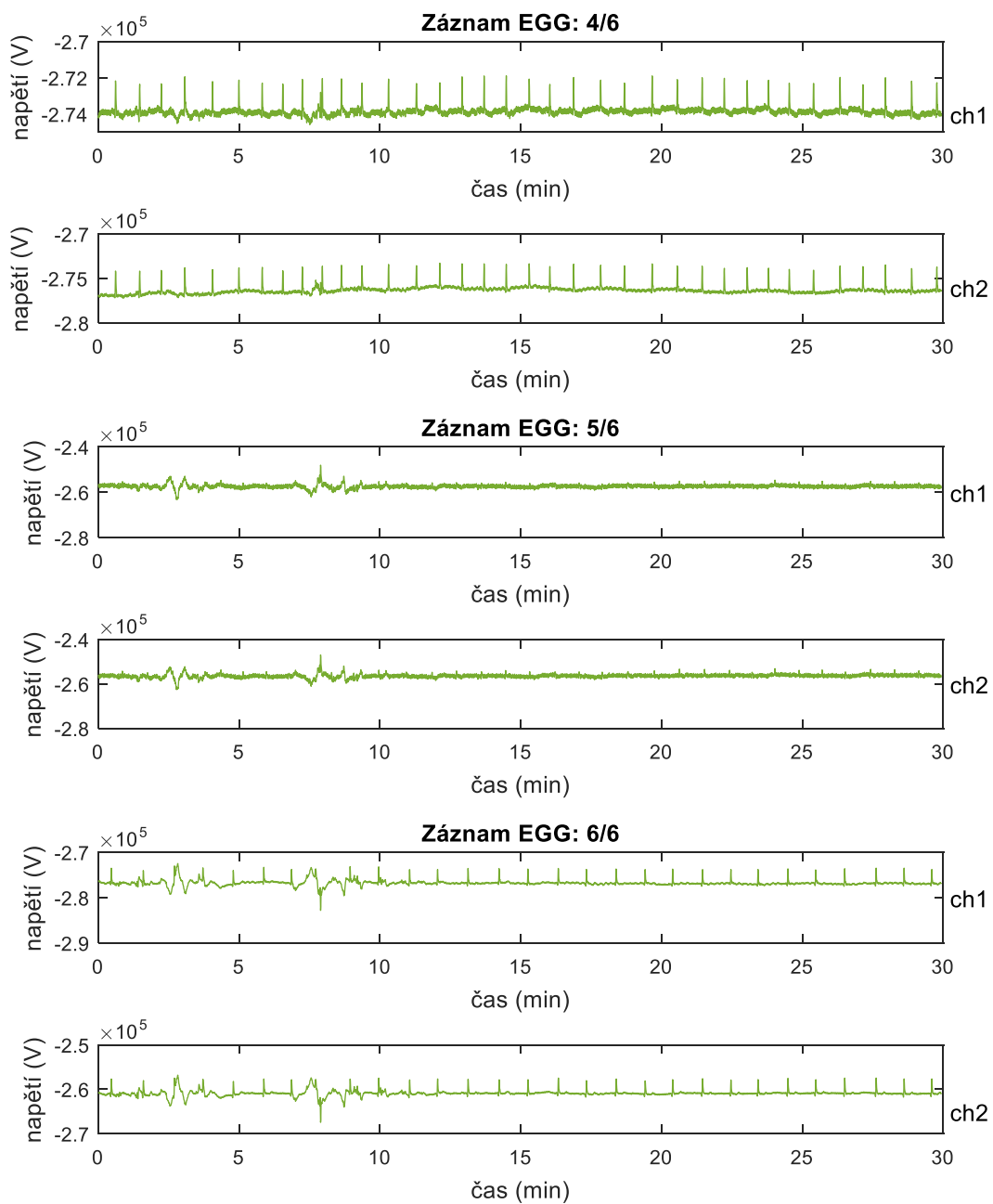
Příloha 3 Záznamy EKG – pokračování



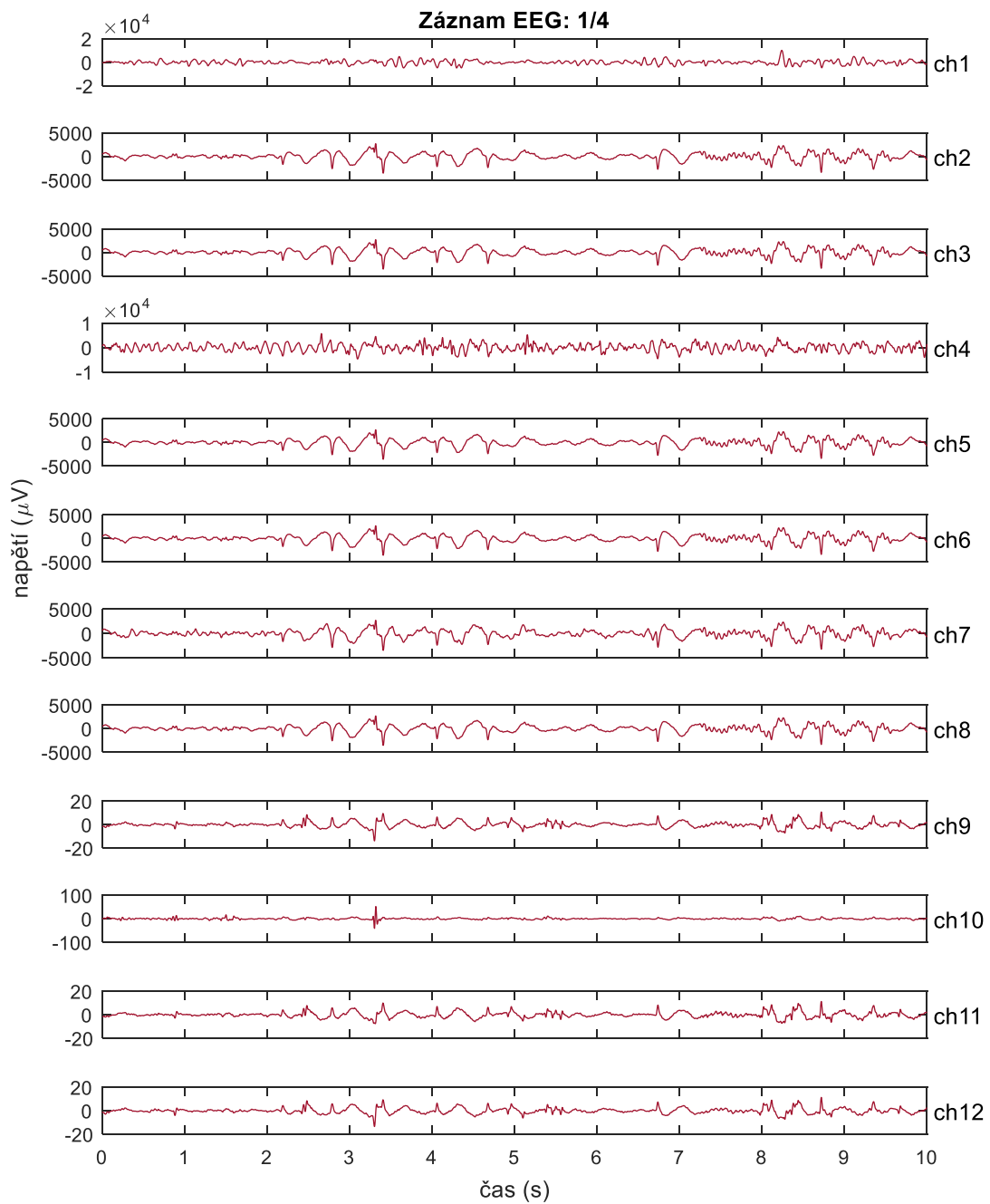
Příloha 3 Záznamy EKG – pokračování



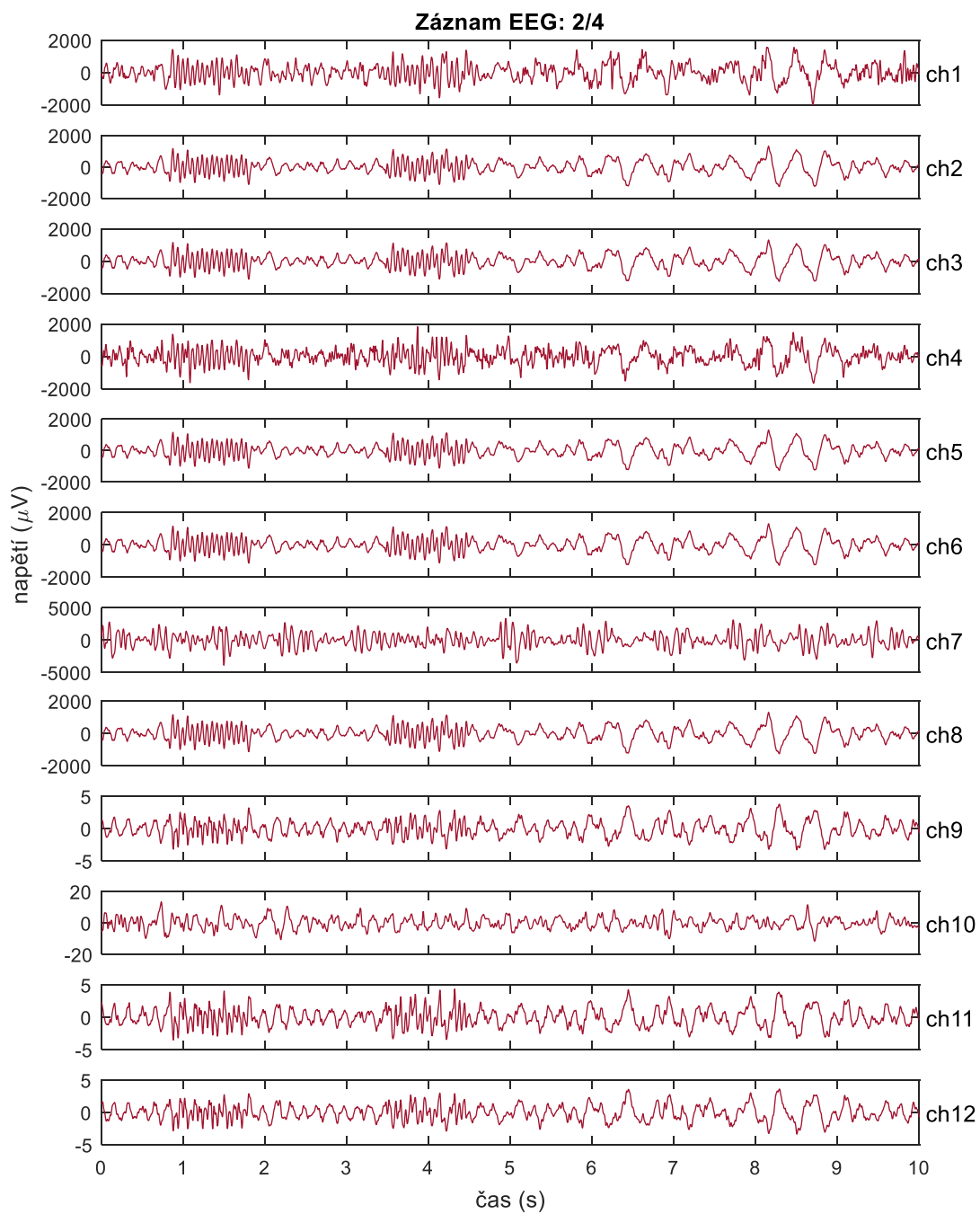
Příloha 4 Záznam EGG



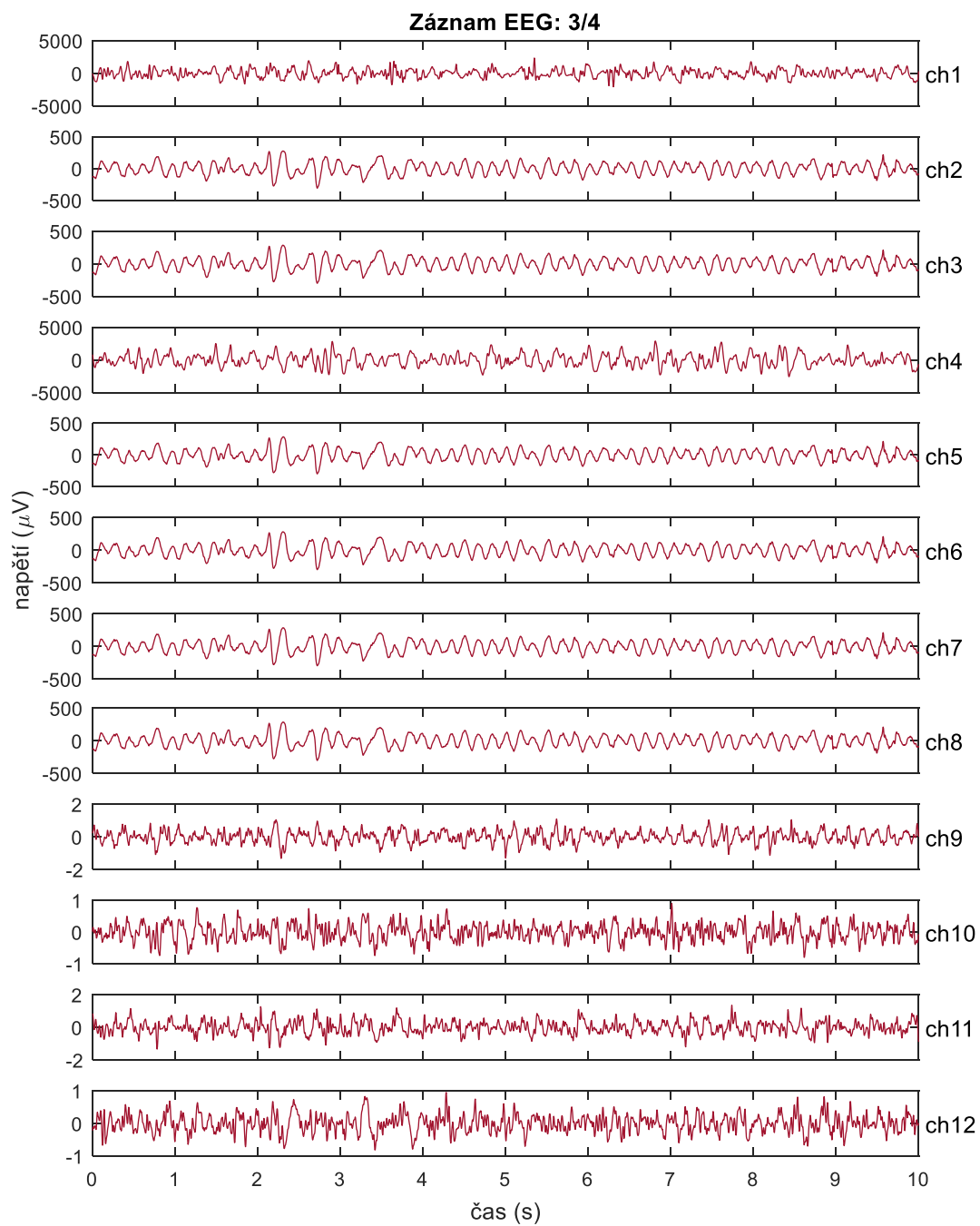
Příloha 4 Záznam EGG – pokračování



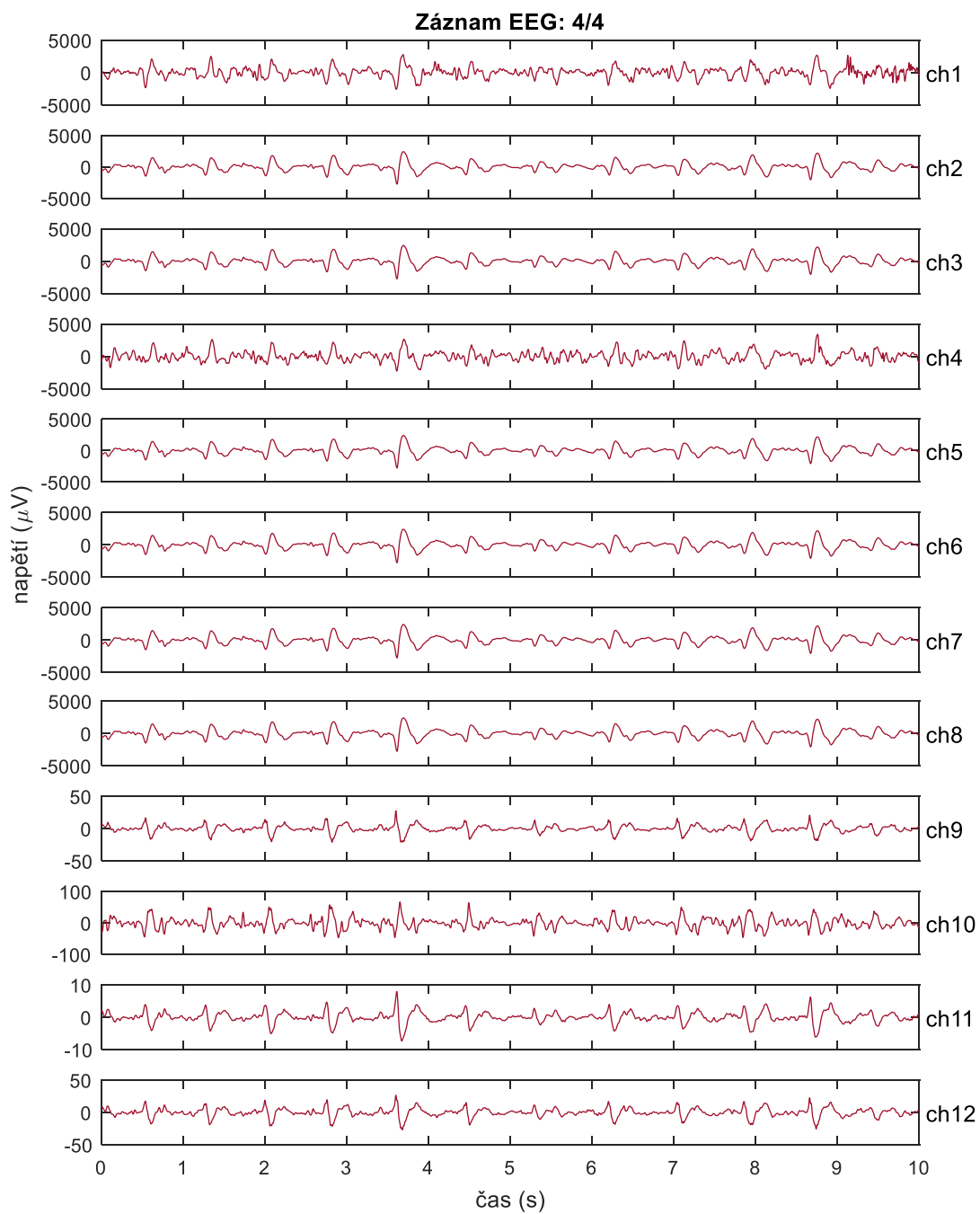
Příloha 5 Záznam EEG



Příloha 5 Záznam EEG – pokračování



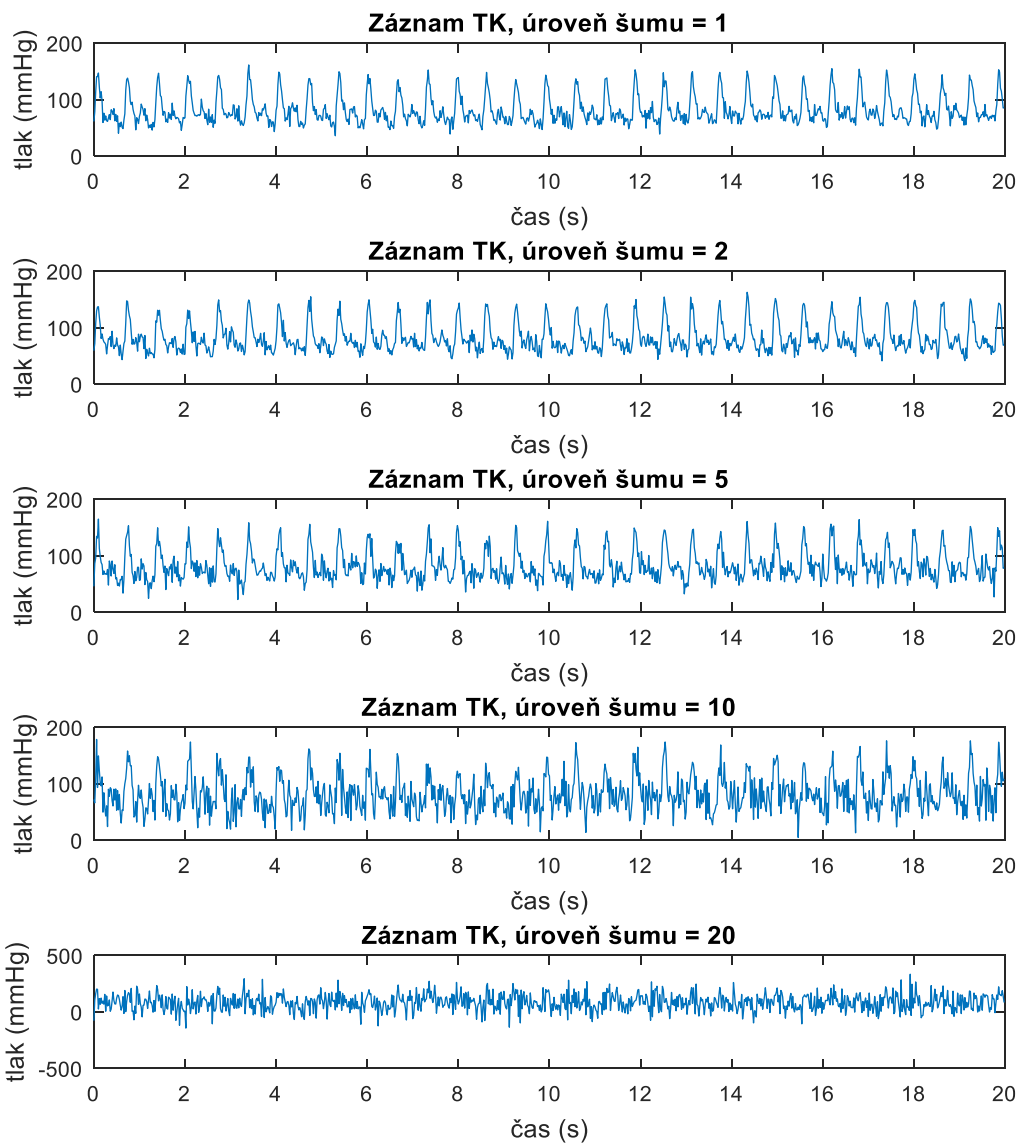
Příloha 5 Záznam EEG – pokračování



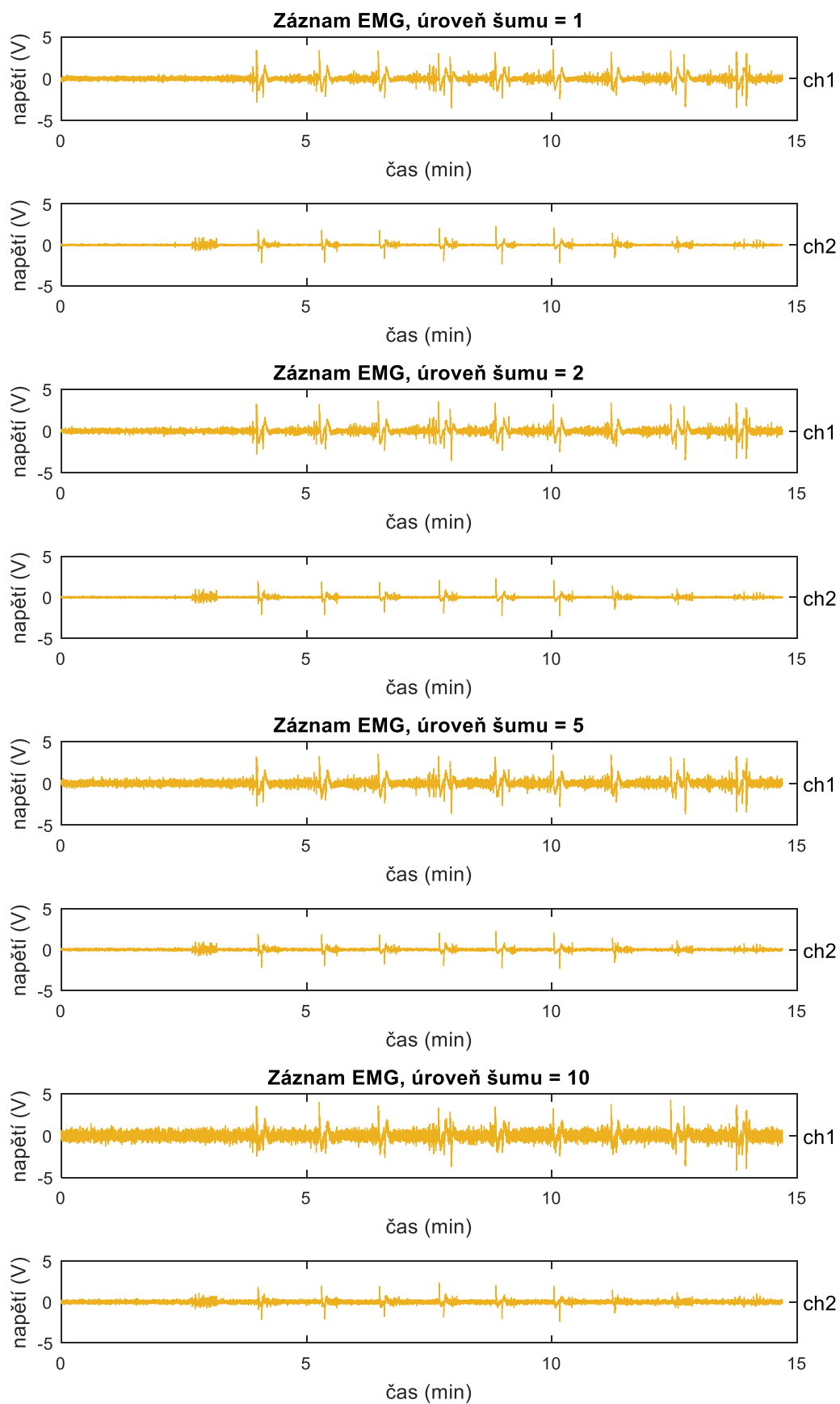
Příloha 5 Záznam EEG – pokračování

Příloha II.b Záznamy medicínských signálů se šumem

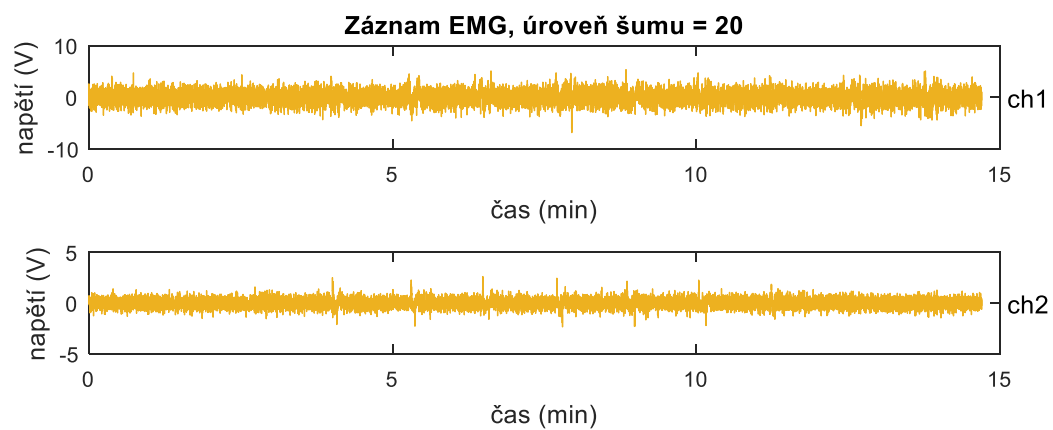
V této části příloh jsou grafy prvních záznamů medicínských signálů s úrovní šumu 1, 2, 5, 10 a 20. Další úrovně šumů a ostatní záznamy lze vykreslit pomocí algoritmu přiloženého k práci.



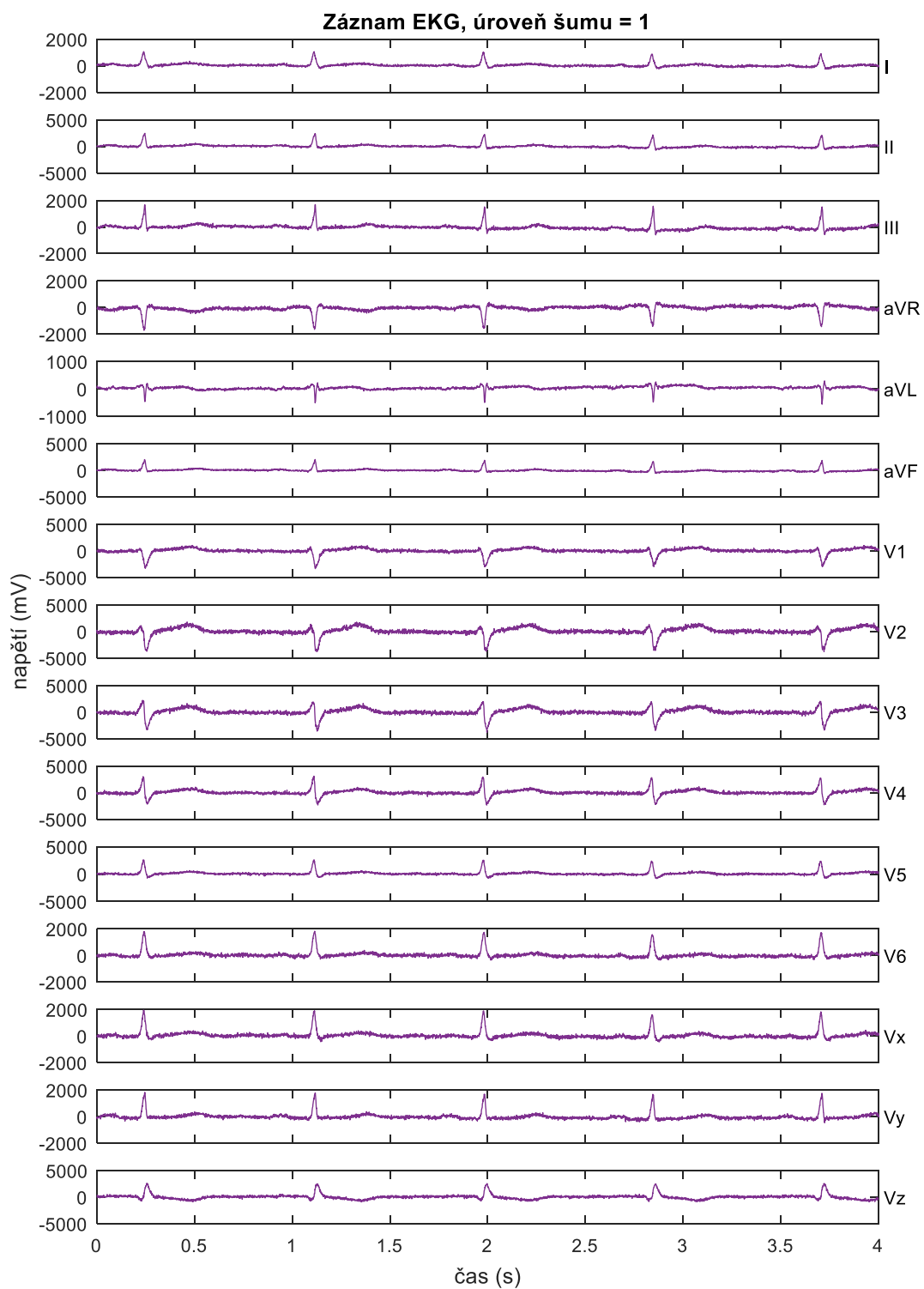
Příloha 6 Záznamy TK s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20



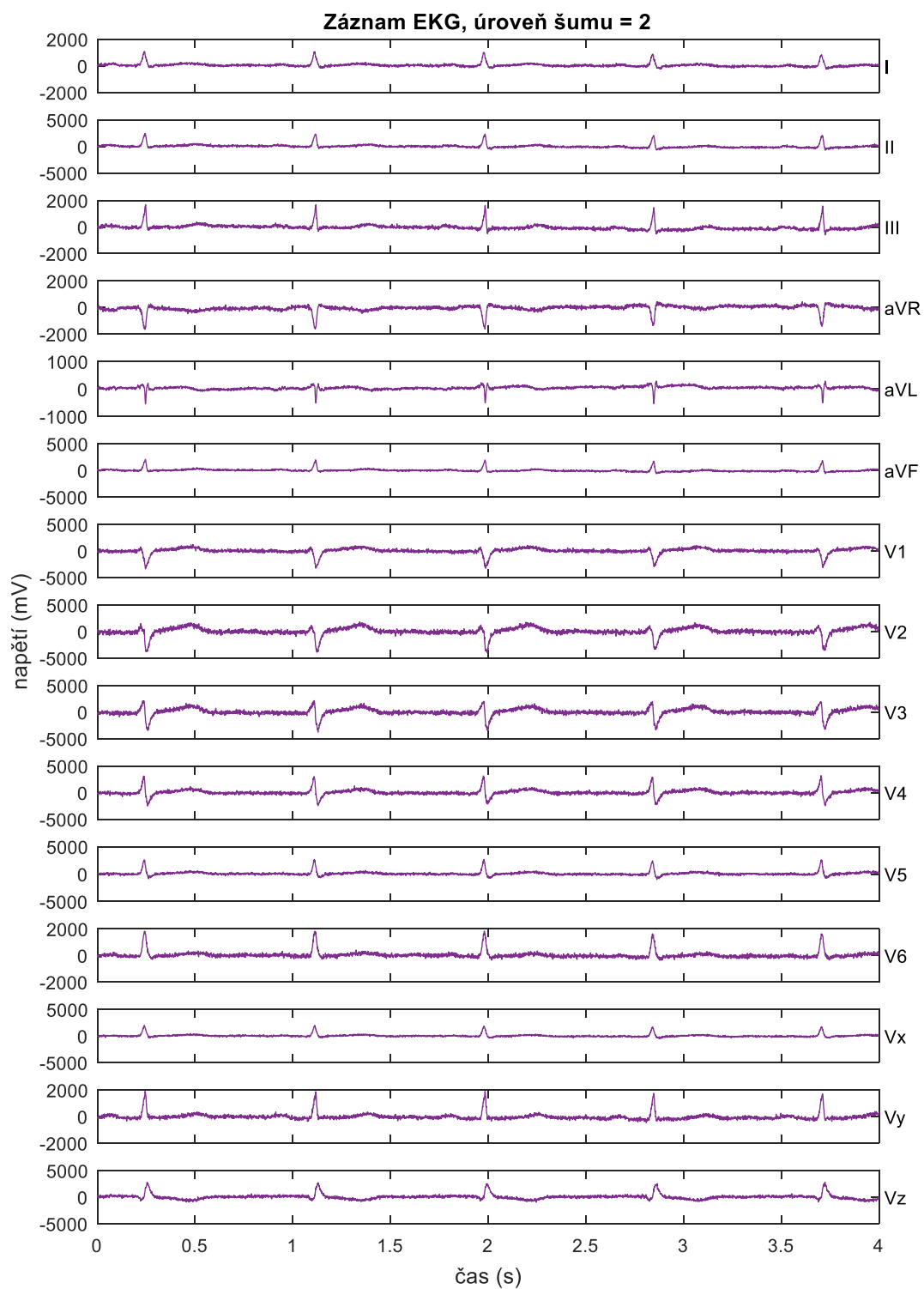
Příloha 7 Záznamy EMG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20



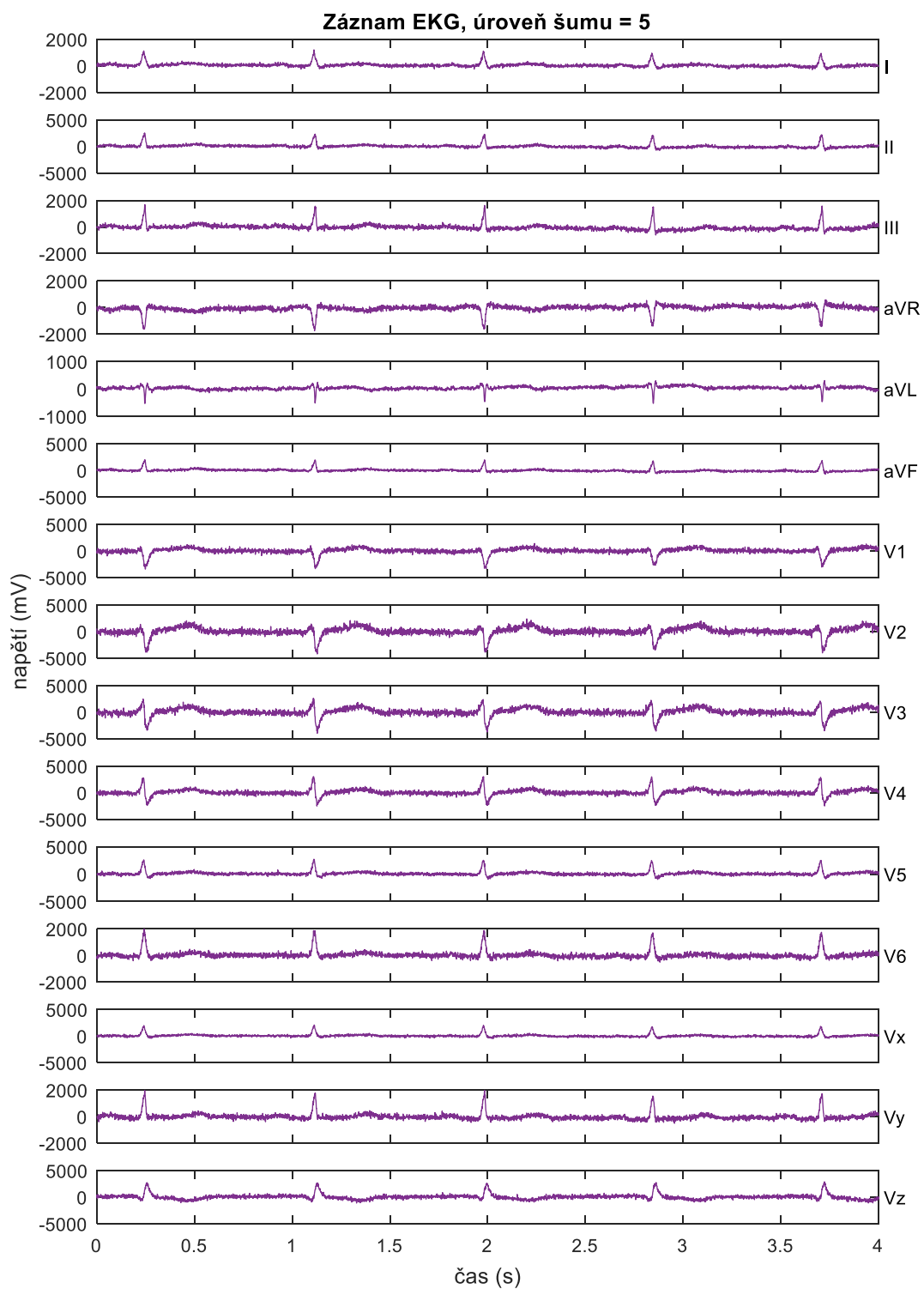
Příloha 7 Záznamy EMG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



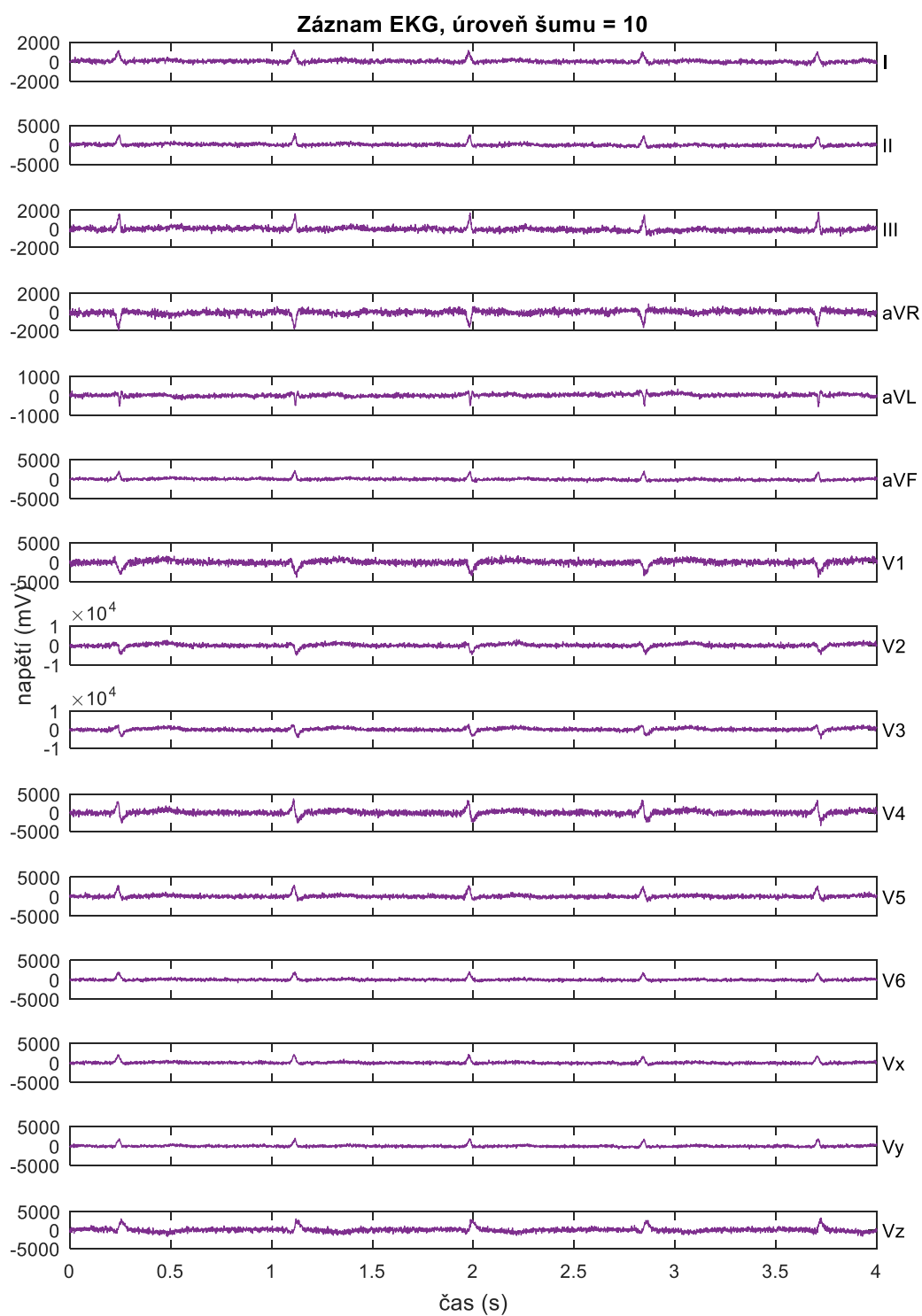
Příloha 8 Záznamy EKG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20



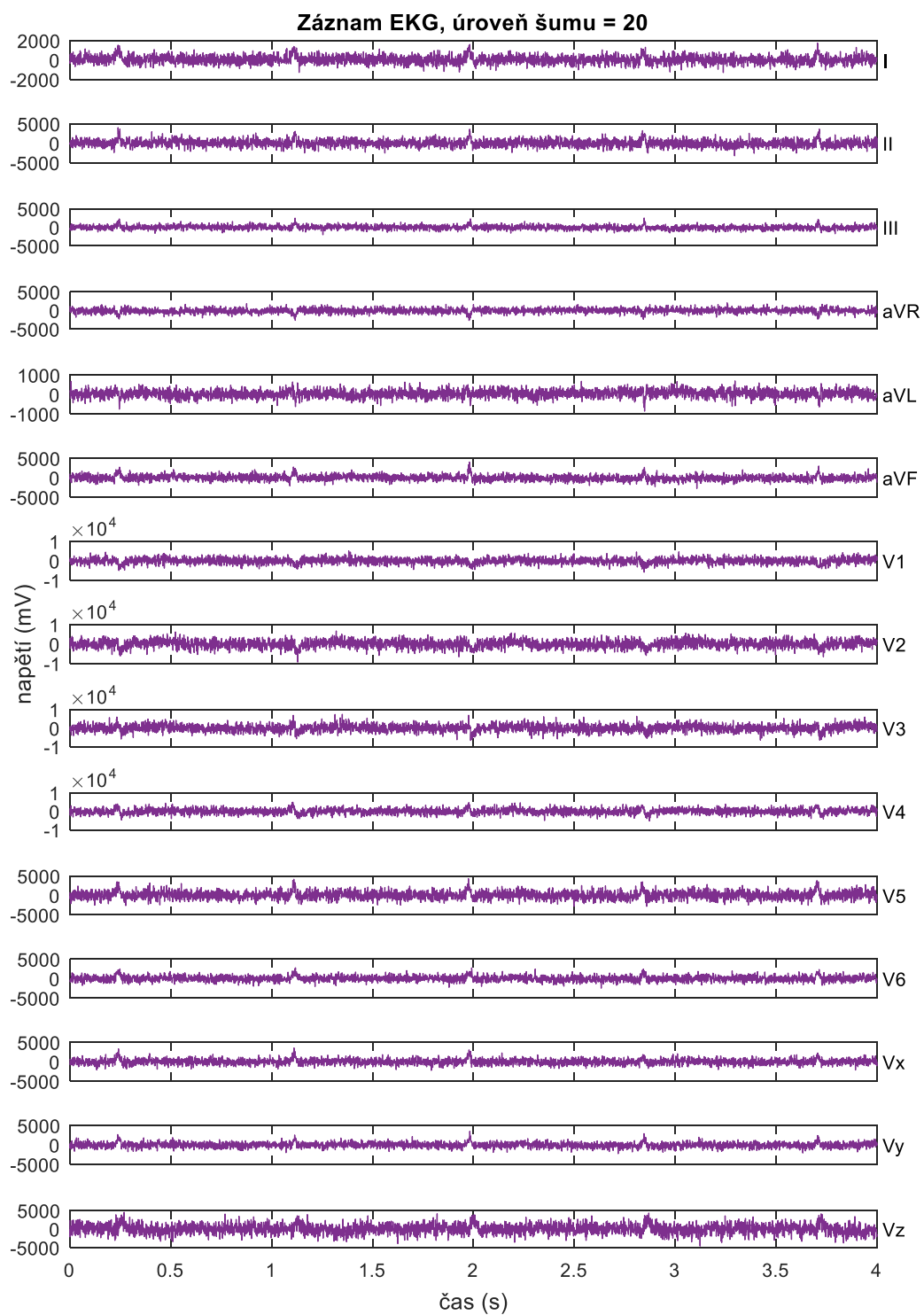
Příloha 8 Záznamy EKG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



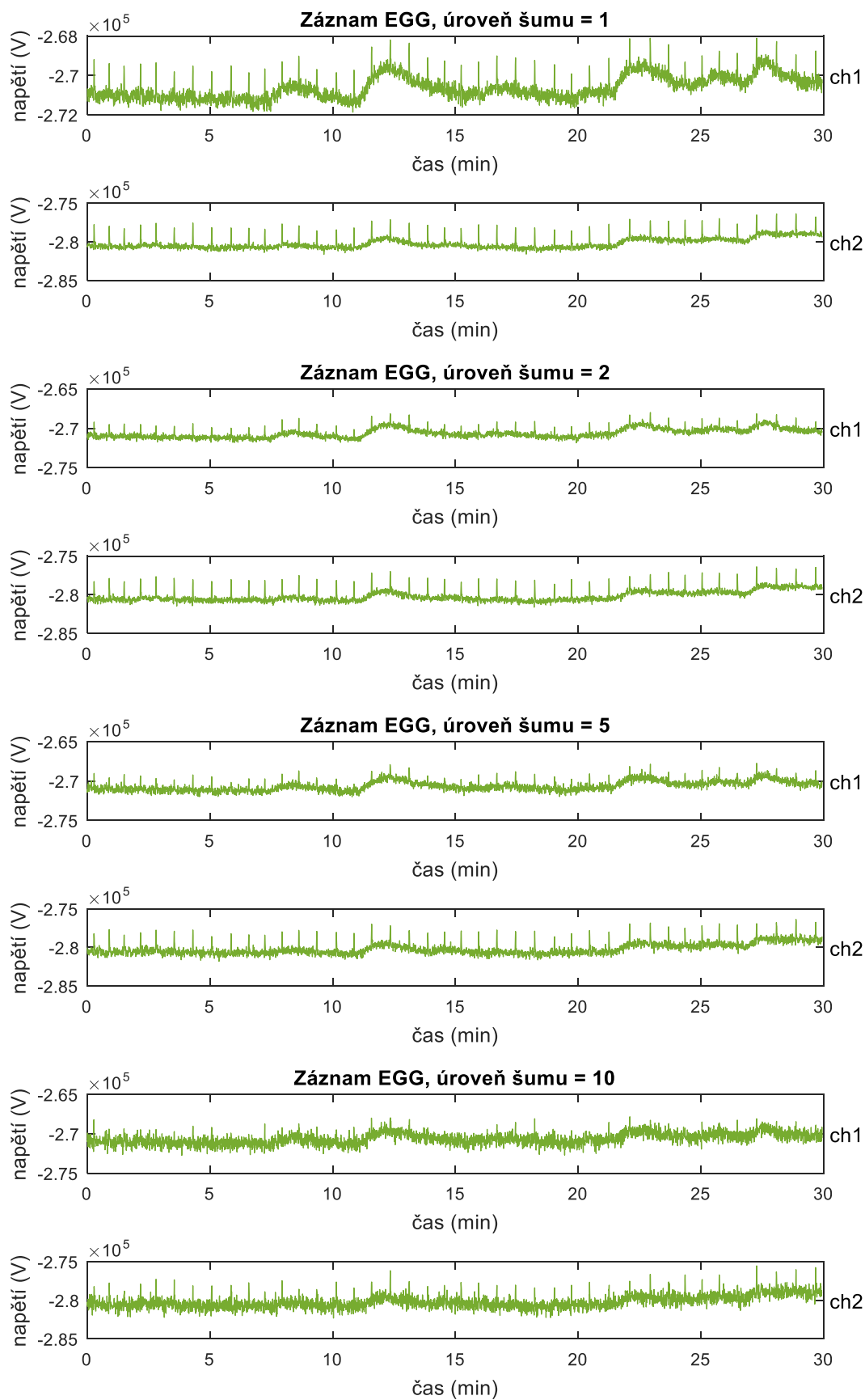
Příloha 8 Záznamy EKG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



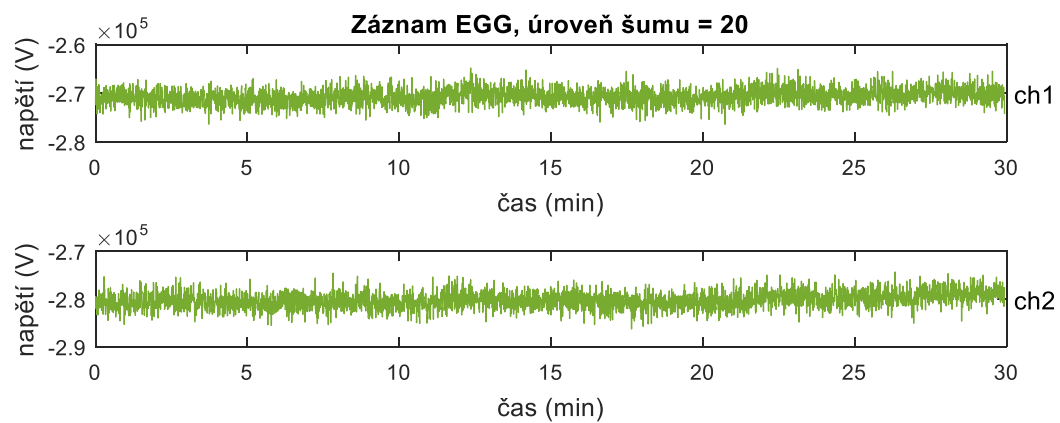
Příloha 8 Záznamy EKG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



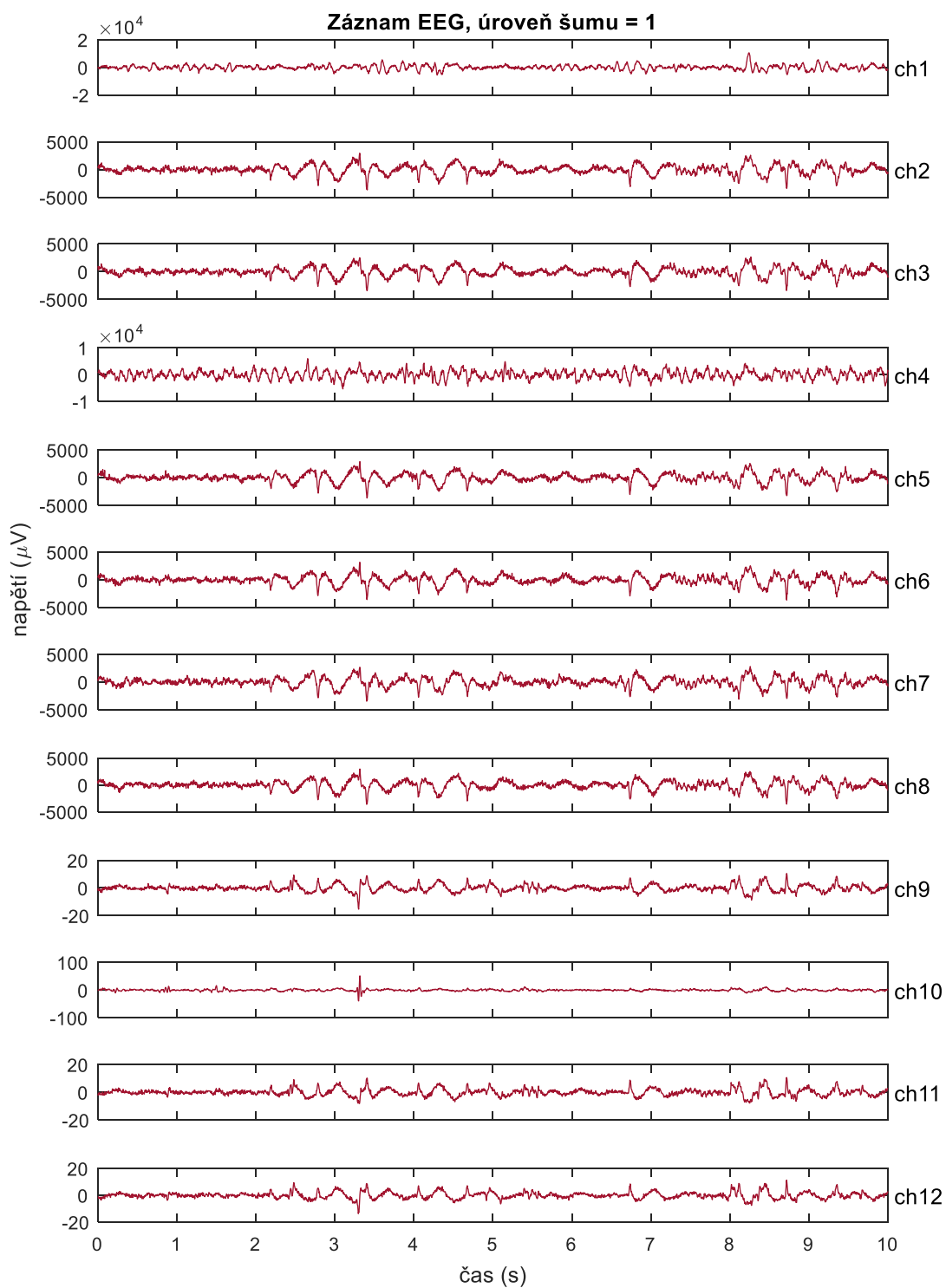
Příloha 8 Záznamy EKG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



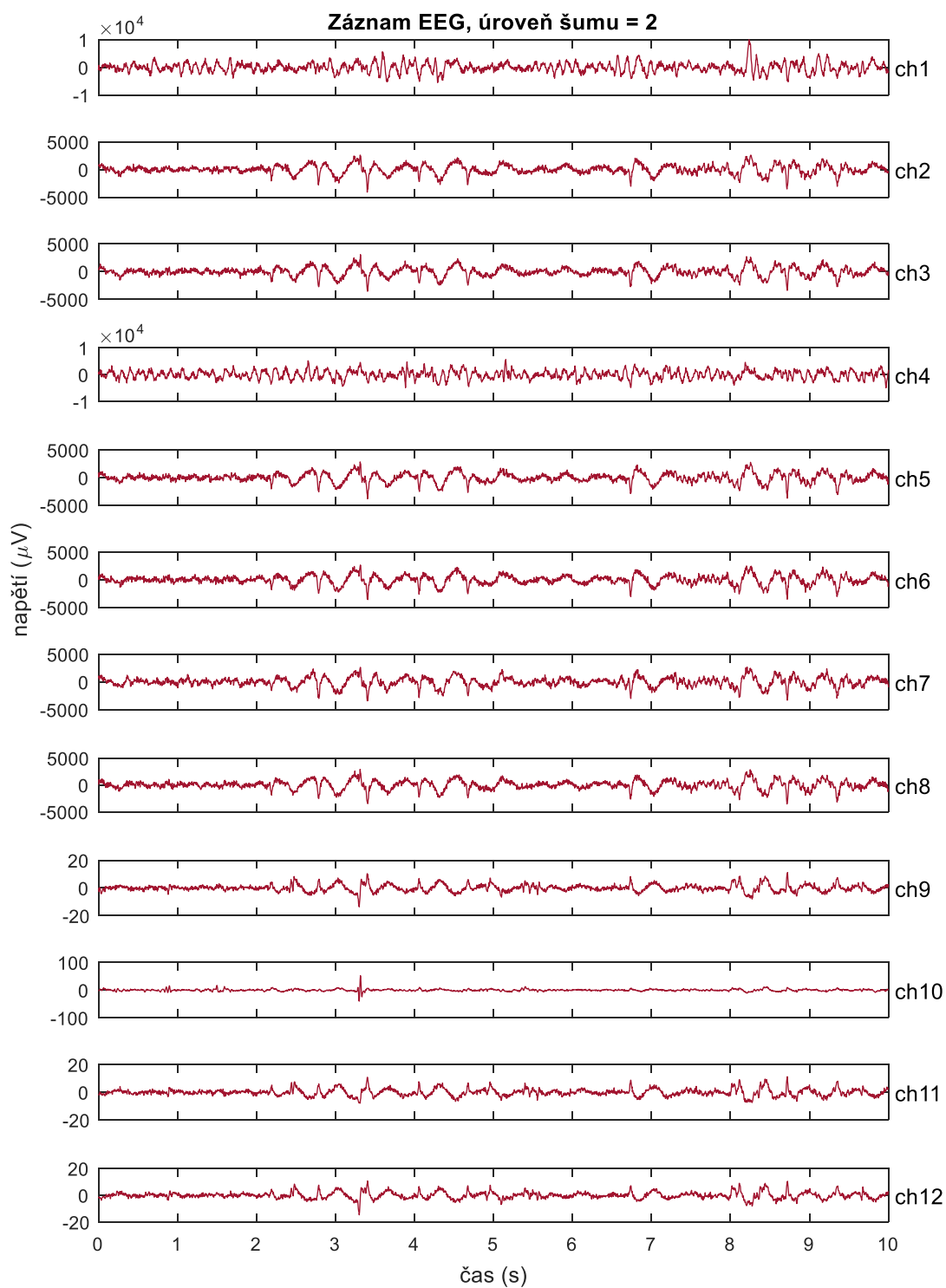
Příloha 9 Záznamy EGG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20



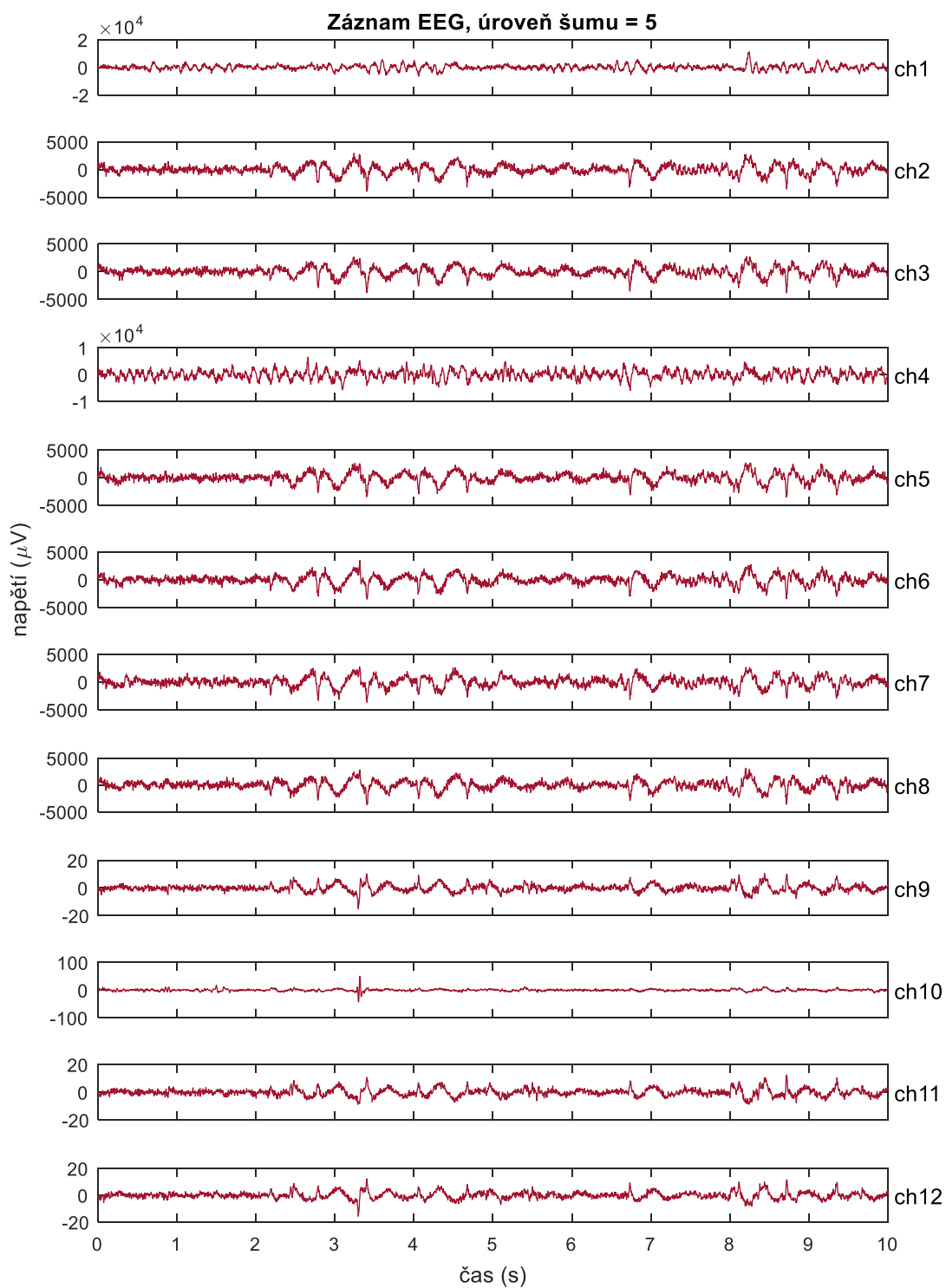
Příloha 9 Záznamy EGG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



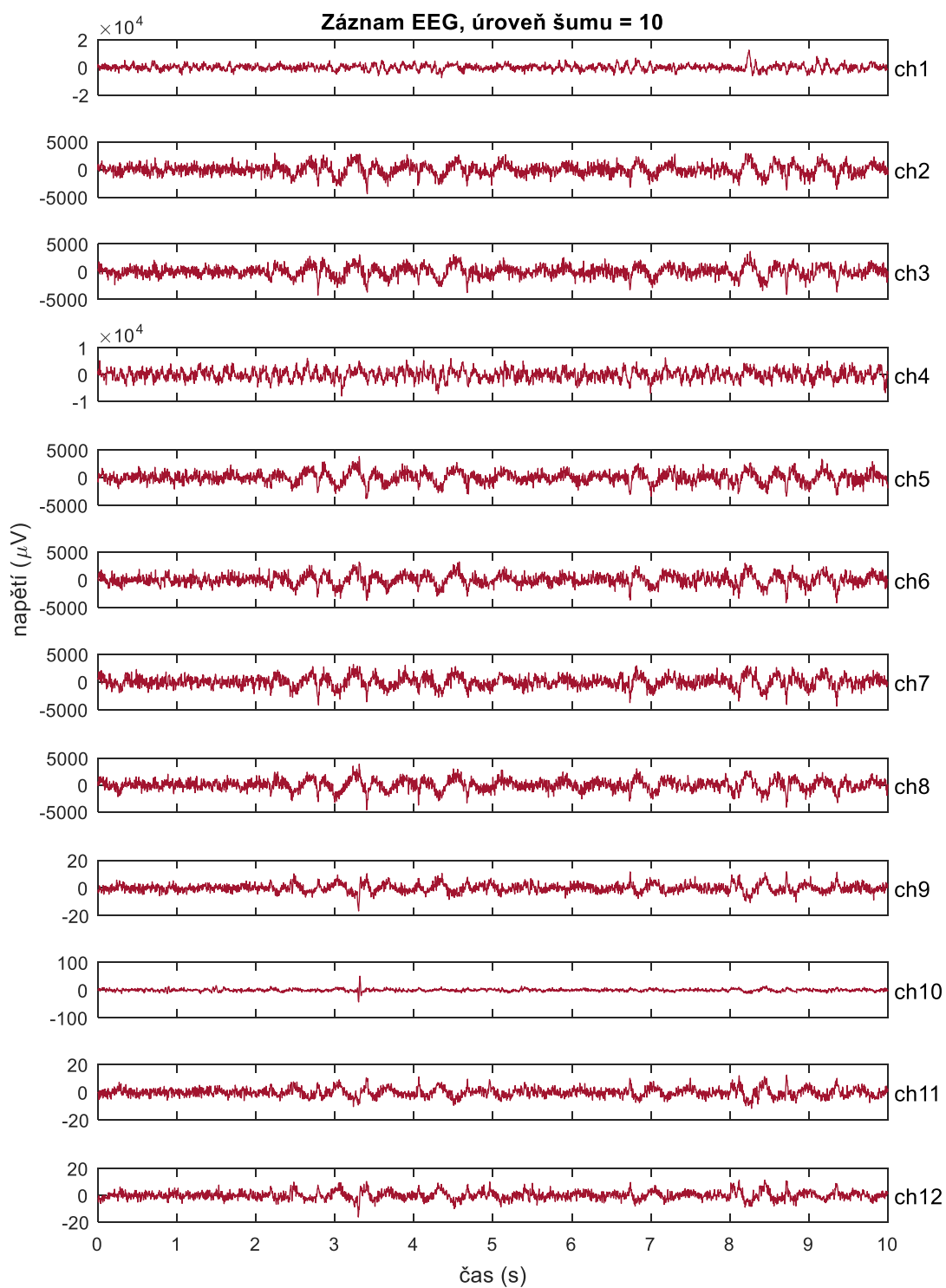
Příloha 10 Záznamy EEG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20



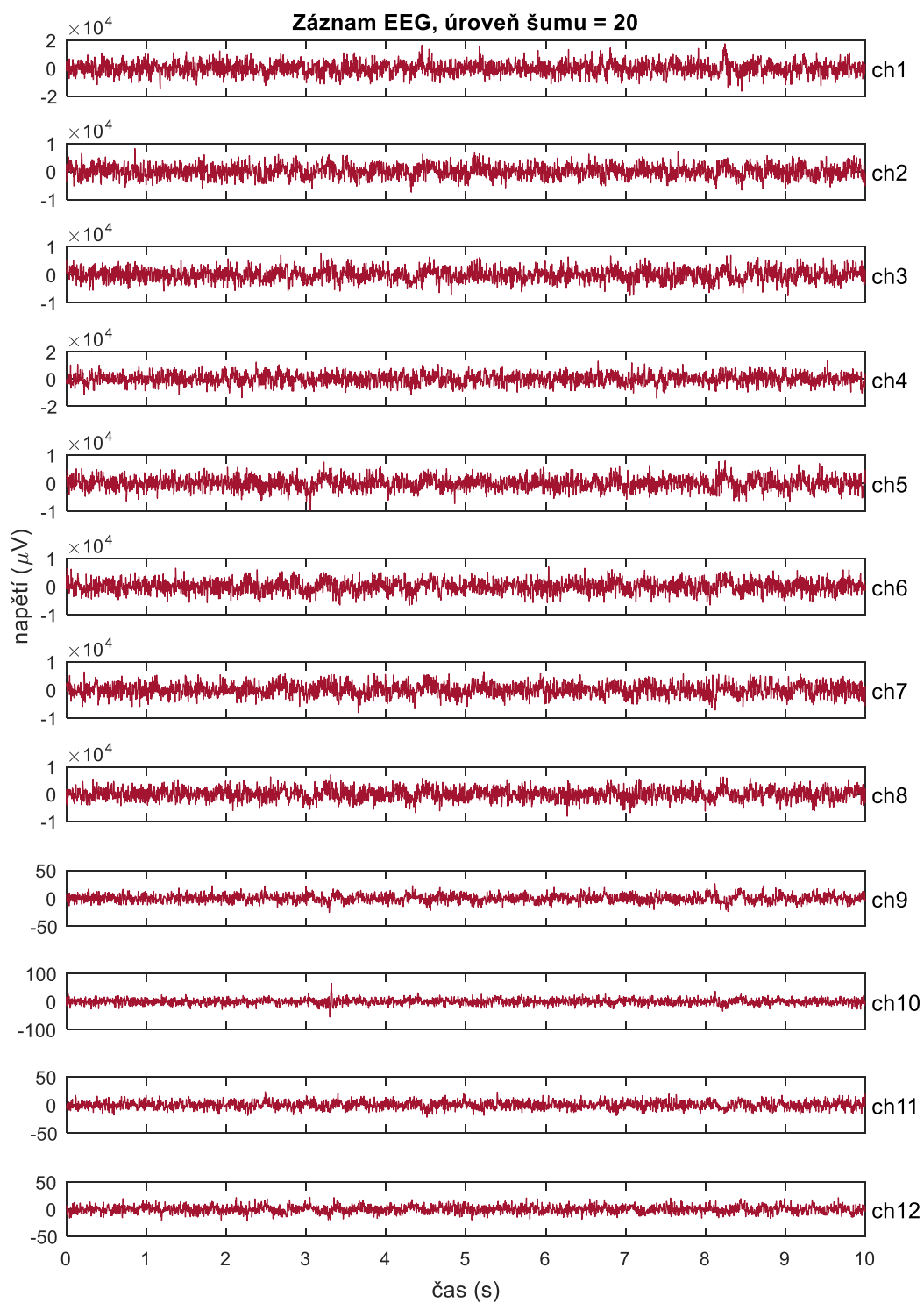
Příloha 10 Záznamy EEG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



Příloha 10 Záznamy EEG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



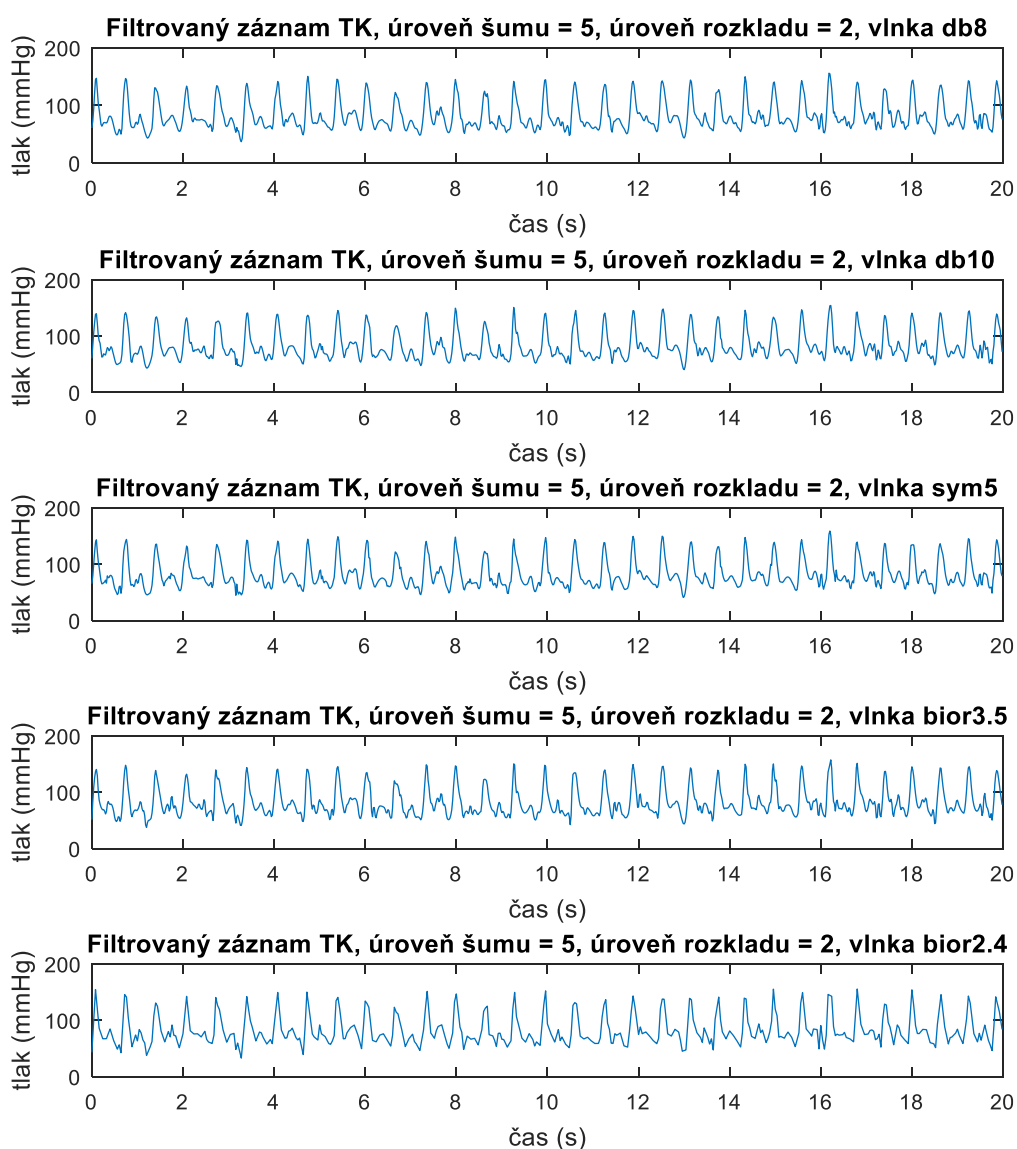
Příloha 10 Záznamy EEG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování



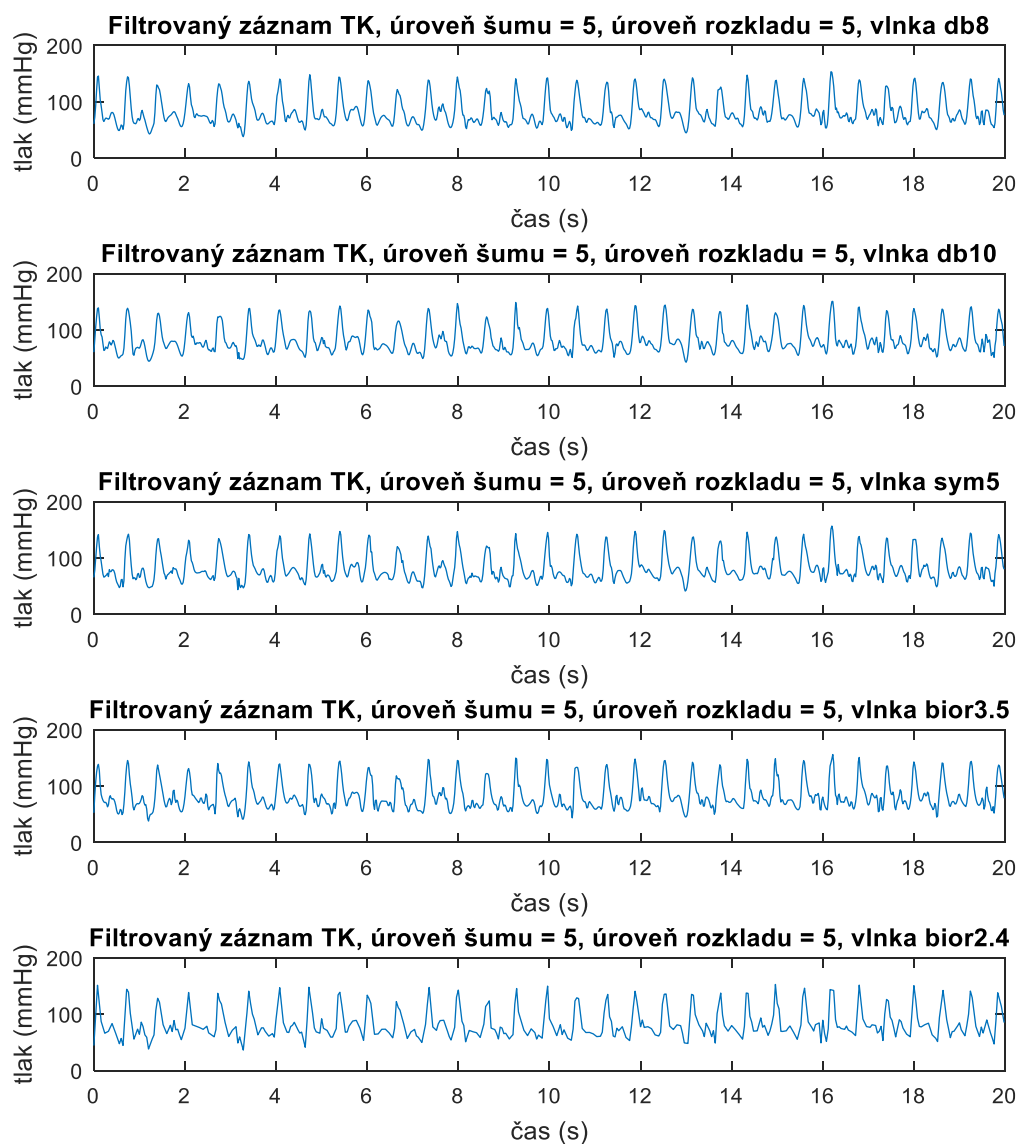
Příloha 10 Záznamy EEG s úrovní šumu 1, 2, 5, 10, 20 – pokračování

Příloha II.c Filtrované signály medicínských signálů

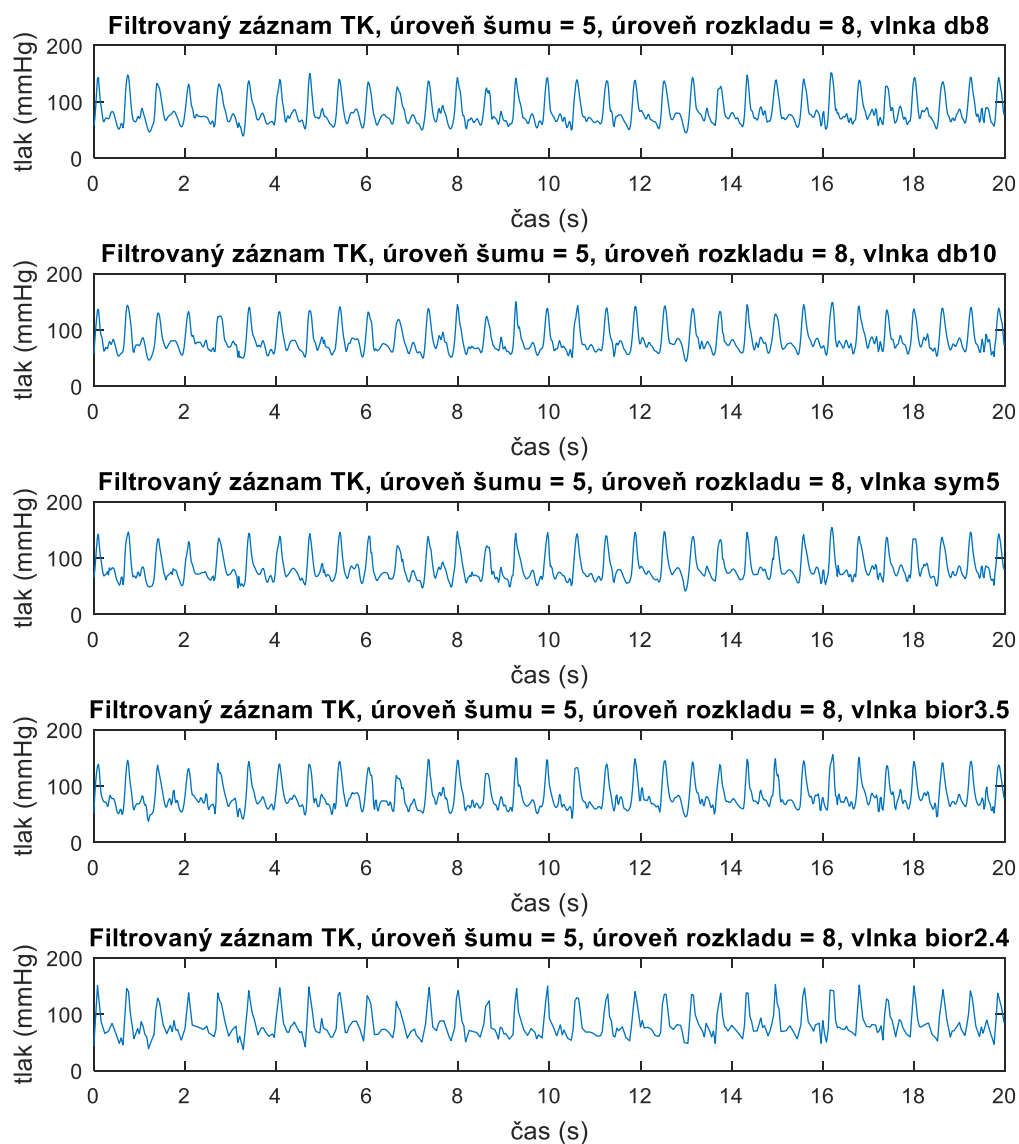
V této části příloh jsou grafy filtrovaných prvních signálů z prvního záznamu medicínských signálů s úrovní šumu 5. Dále jsou zobrazeny pouze grafy, které byly filtrované vlnkami významnými pro tuto práci, a to třemi vlnkami pomocí níž vyšla nejefektivnější filtrace a dvěma pomocí níž vyšla nejhorší filtrace. Další filtrované úrovně šumů, záznamy a vlnky lze vykreslit pomocí algoritmu přiloženého k práci.



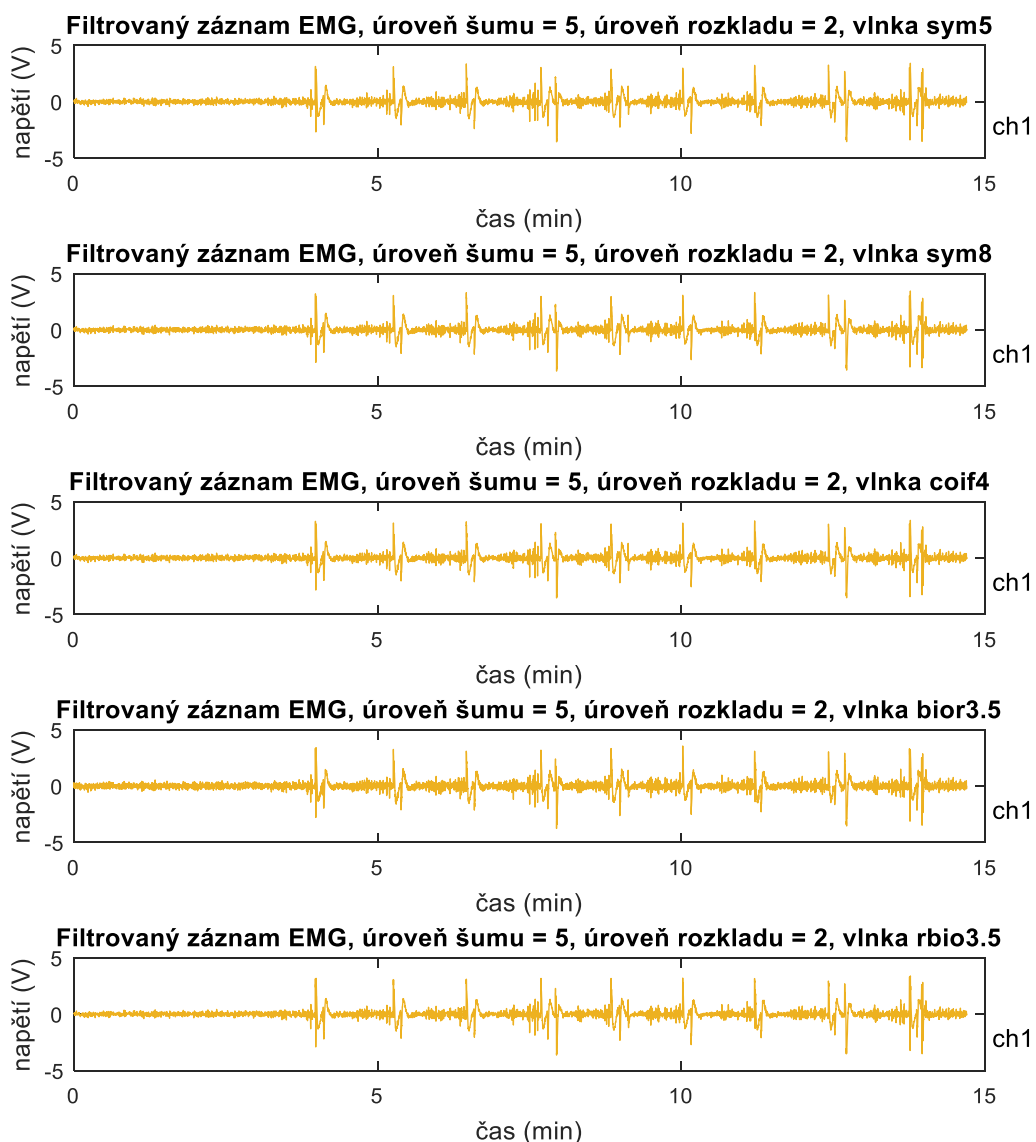
Příloha 11 Filtrovaný záznam TK s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 2 a vlnky db8, db10, sym5, bior3.5 a bior2.4



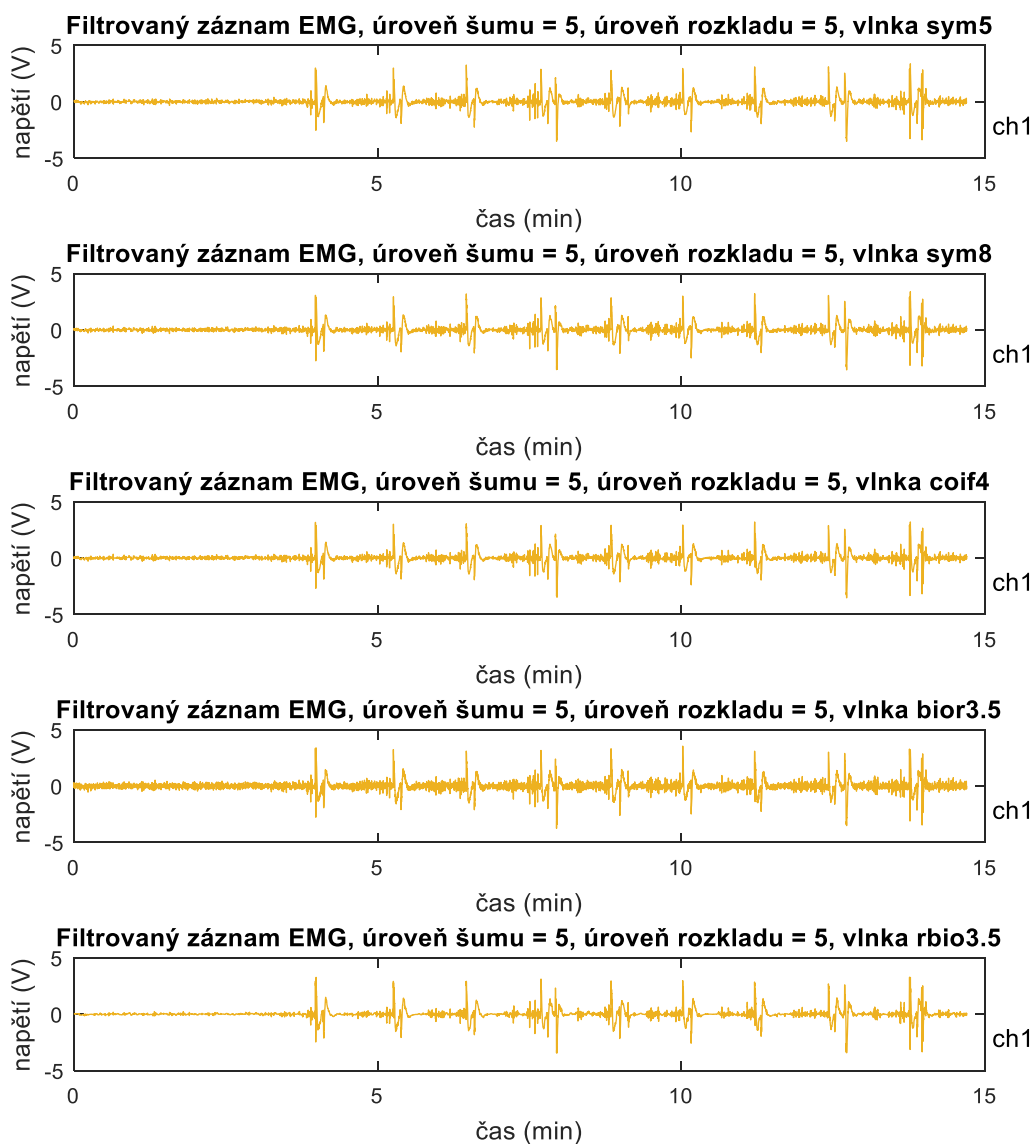
Příloha 12 Filtrovaný záznam TK s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 5 a vlnky db8, db10, sym5, bior3.5 a bior2.4



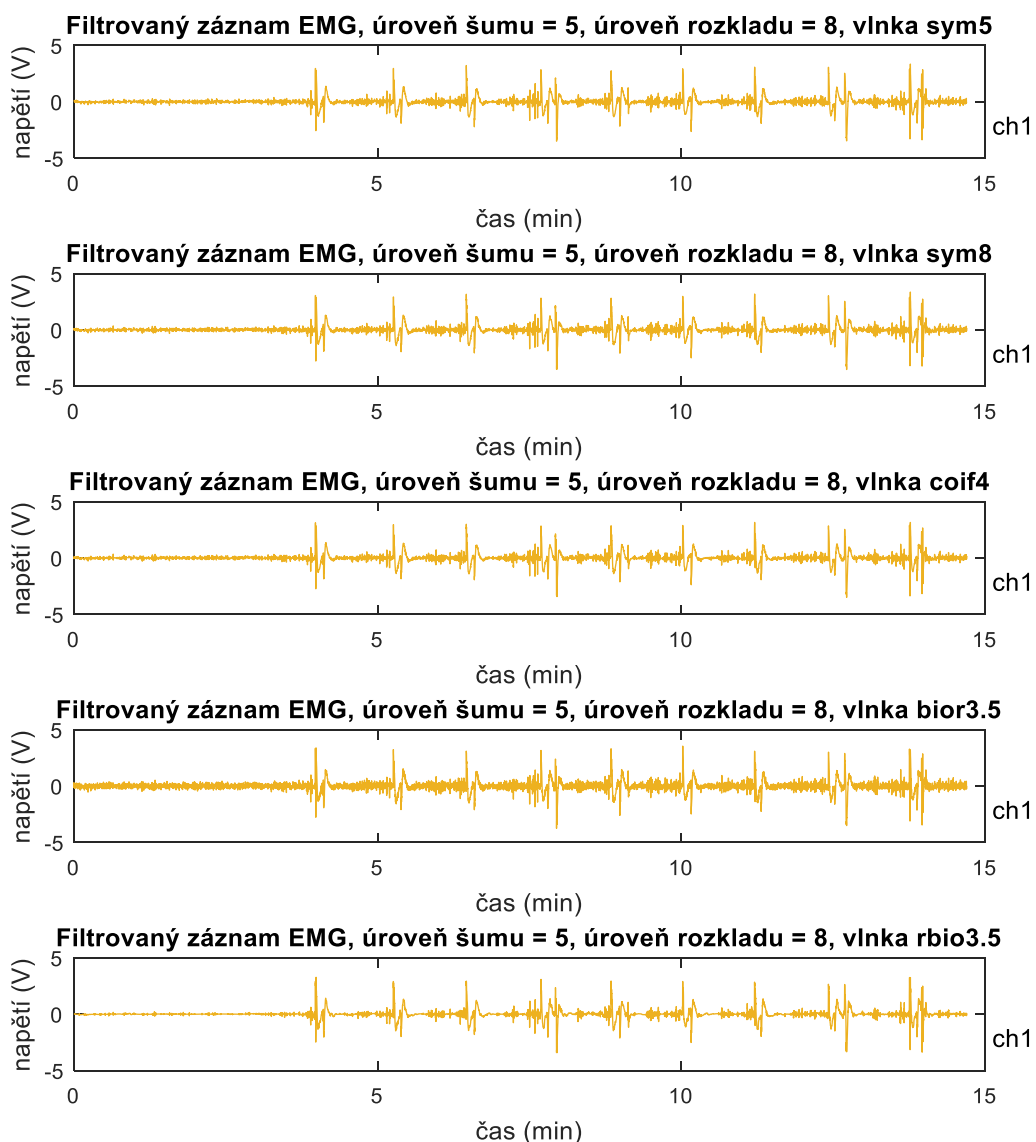
Příloha 13 Filtrovaný záznam TK s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 8 a vlnky db8, db10, sym5, bior3.5 a bior2.4



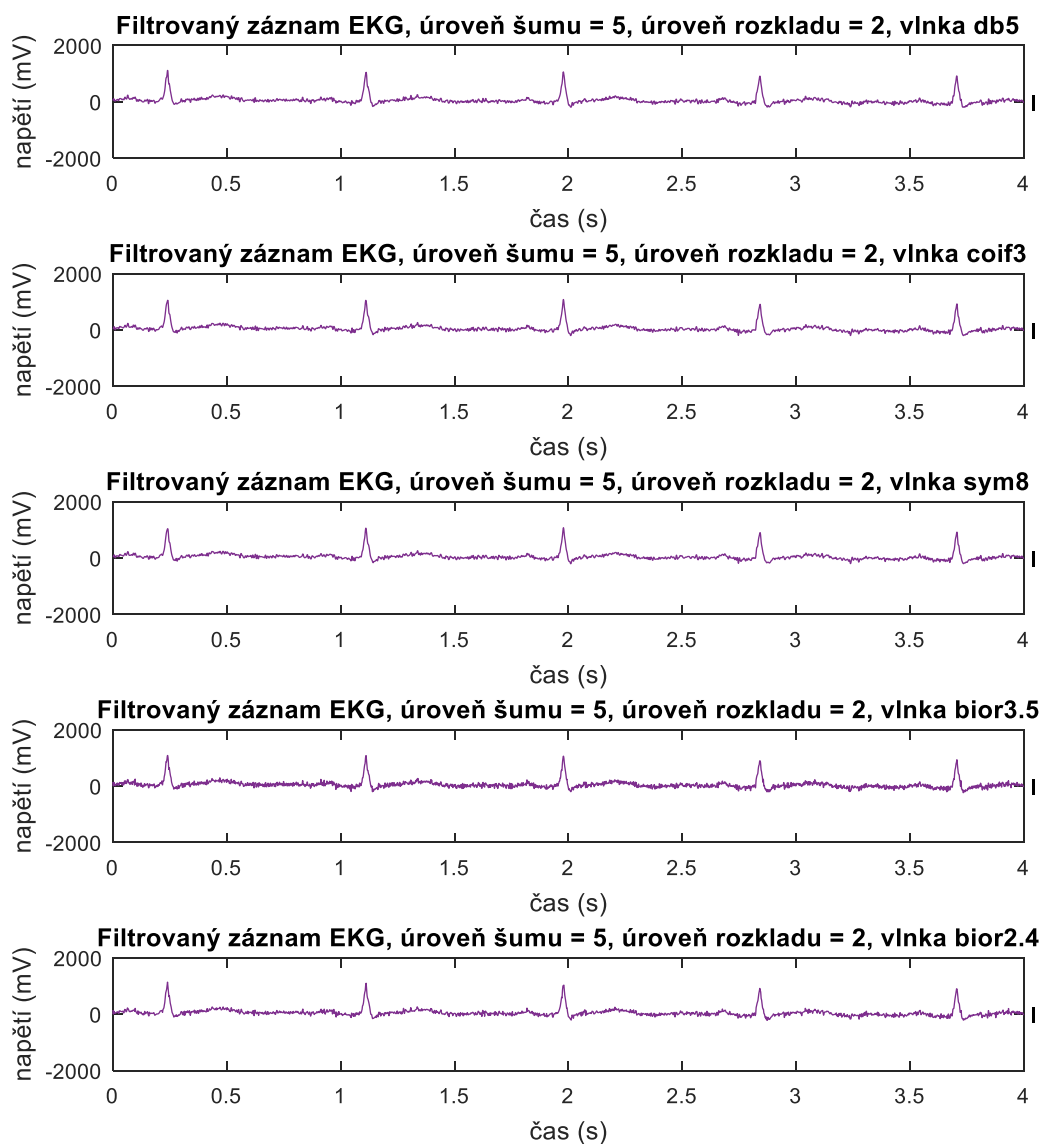
Příloha 14 Filtrovaný záznam EMG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 2 a vlnky sym5, sym8, coif4, bior3.5 a rbio3.5



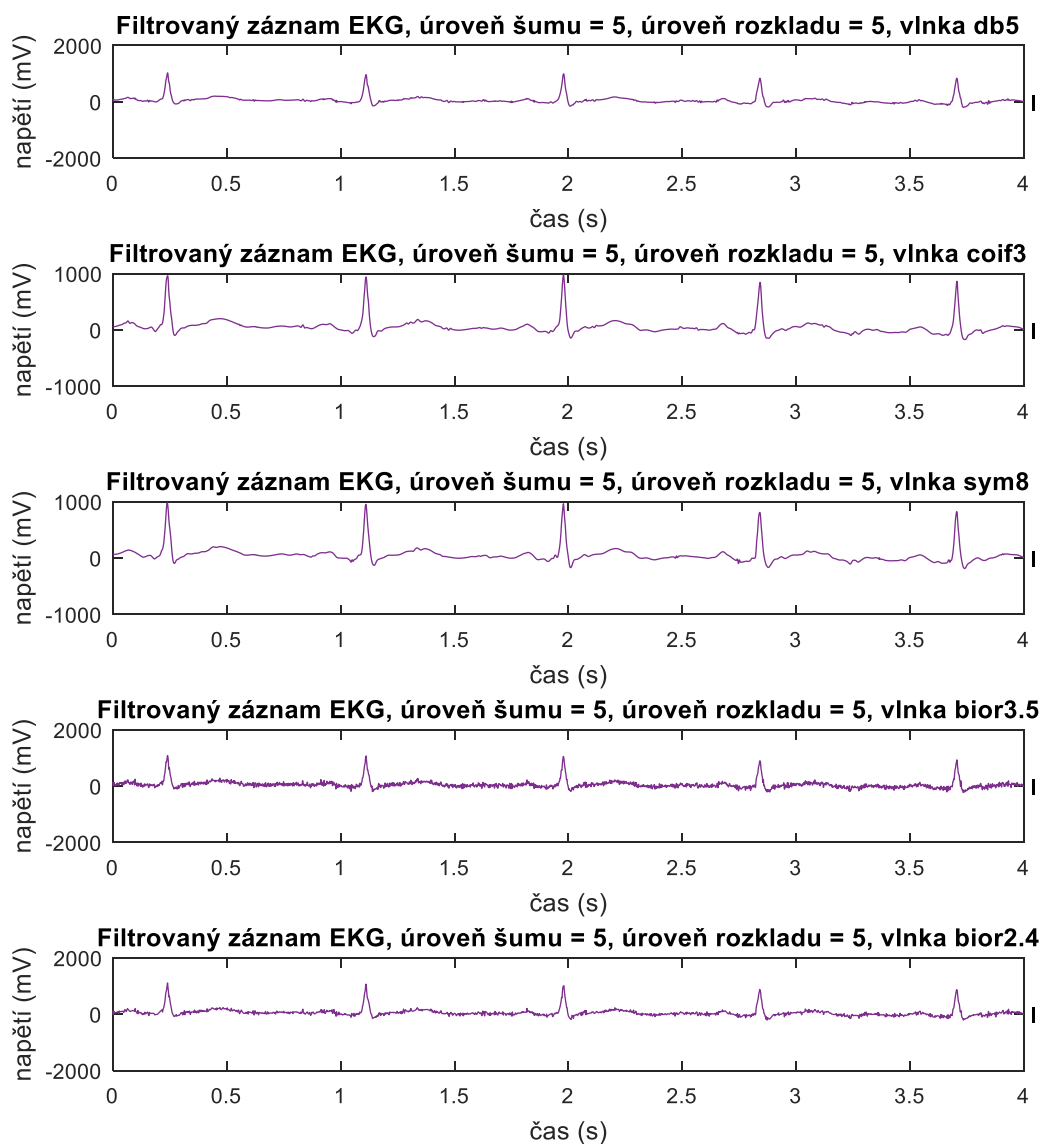
Příloha 15 Filtrovaný záznam EMG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 5 a vlnky sym5, sym8, coif4, bior3.5 a rbio3.5



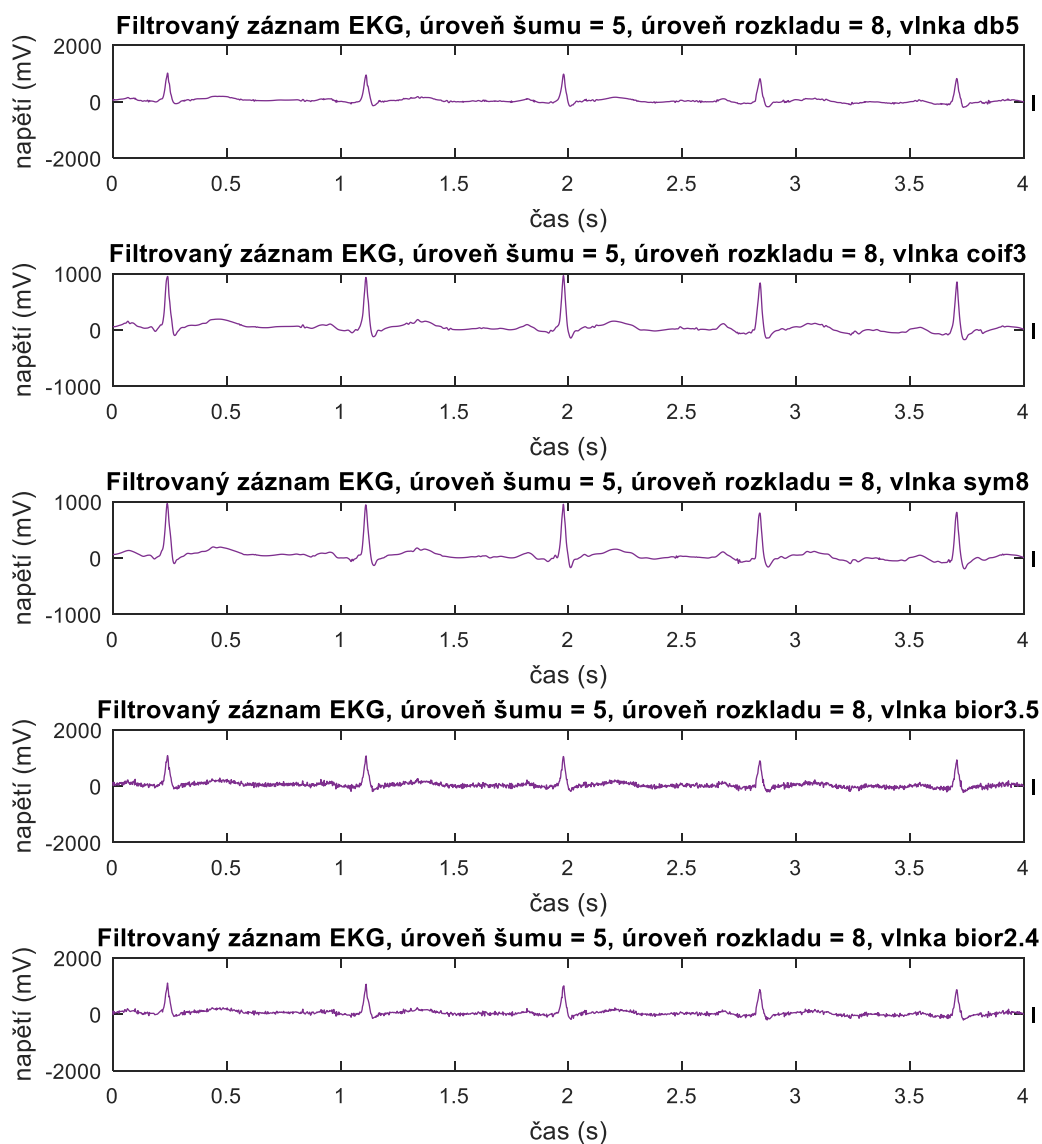
Příloha 16 Filtrovaný záznam EMG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 8 a vlnky sym5, sym8, coif4, bior3.5 a rbio3.5



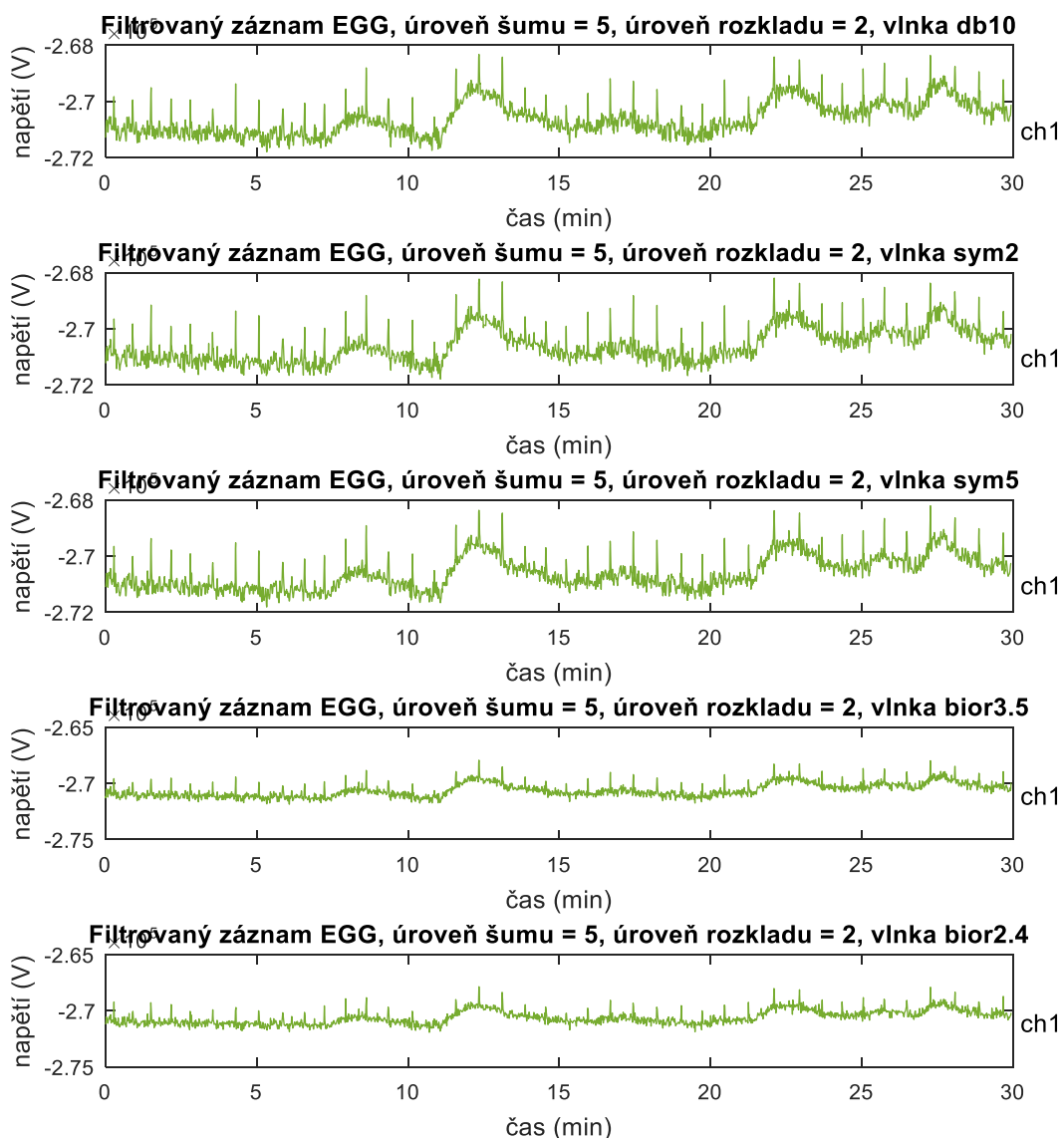
Příloha 17 Filtrovaný záznam EKG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 2 a vlnky db5, coif3, sym8, boir3.5 a bior2.4



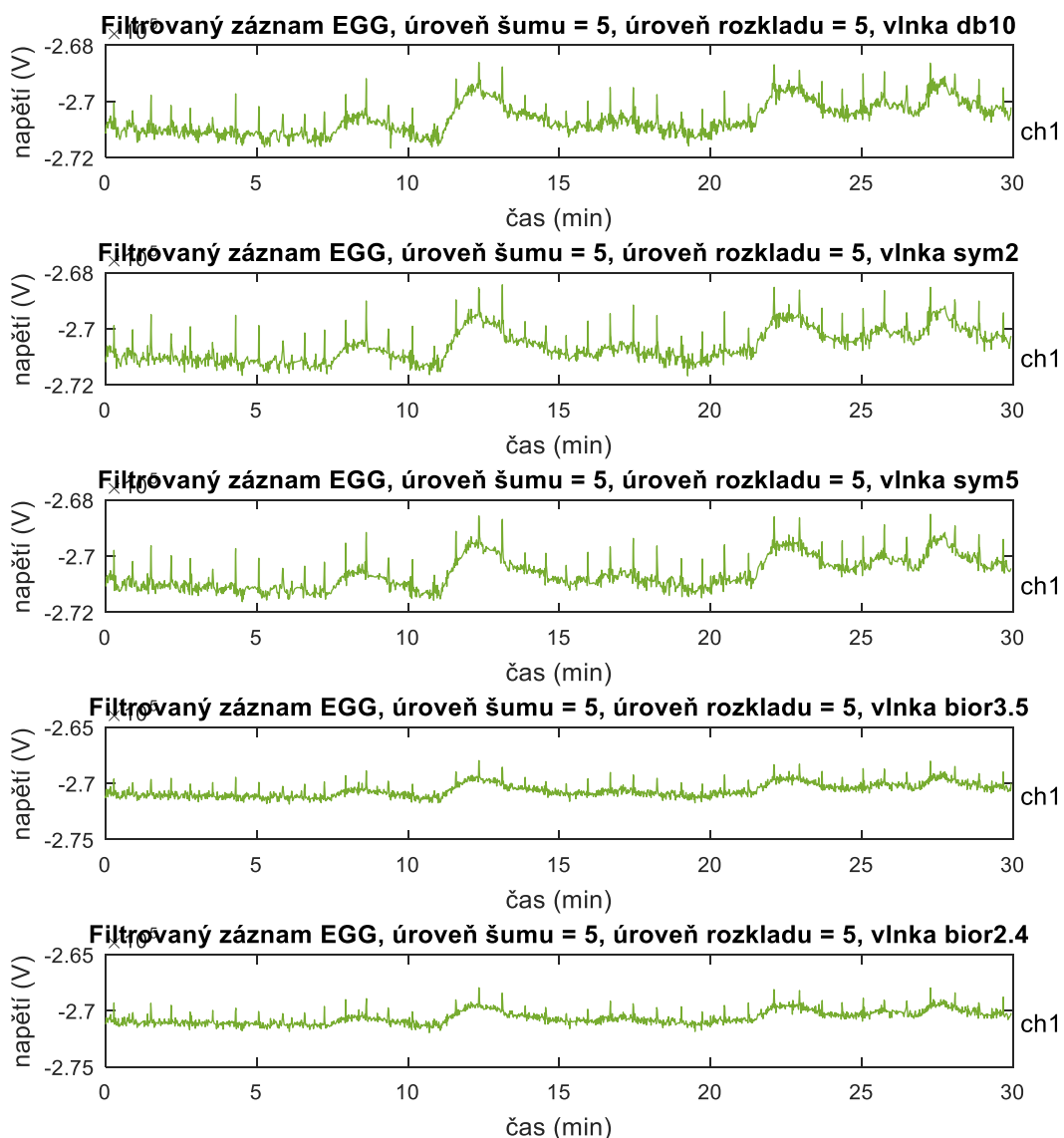
Příloha 18 Filtrovaný záznam EKG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 5 a vlnky db5, coif3, sym8, bior3.5 a bior2.4



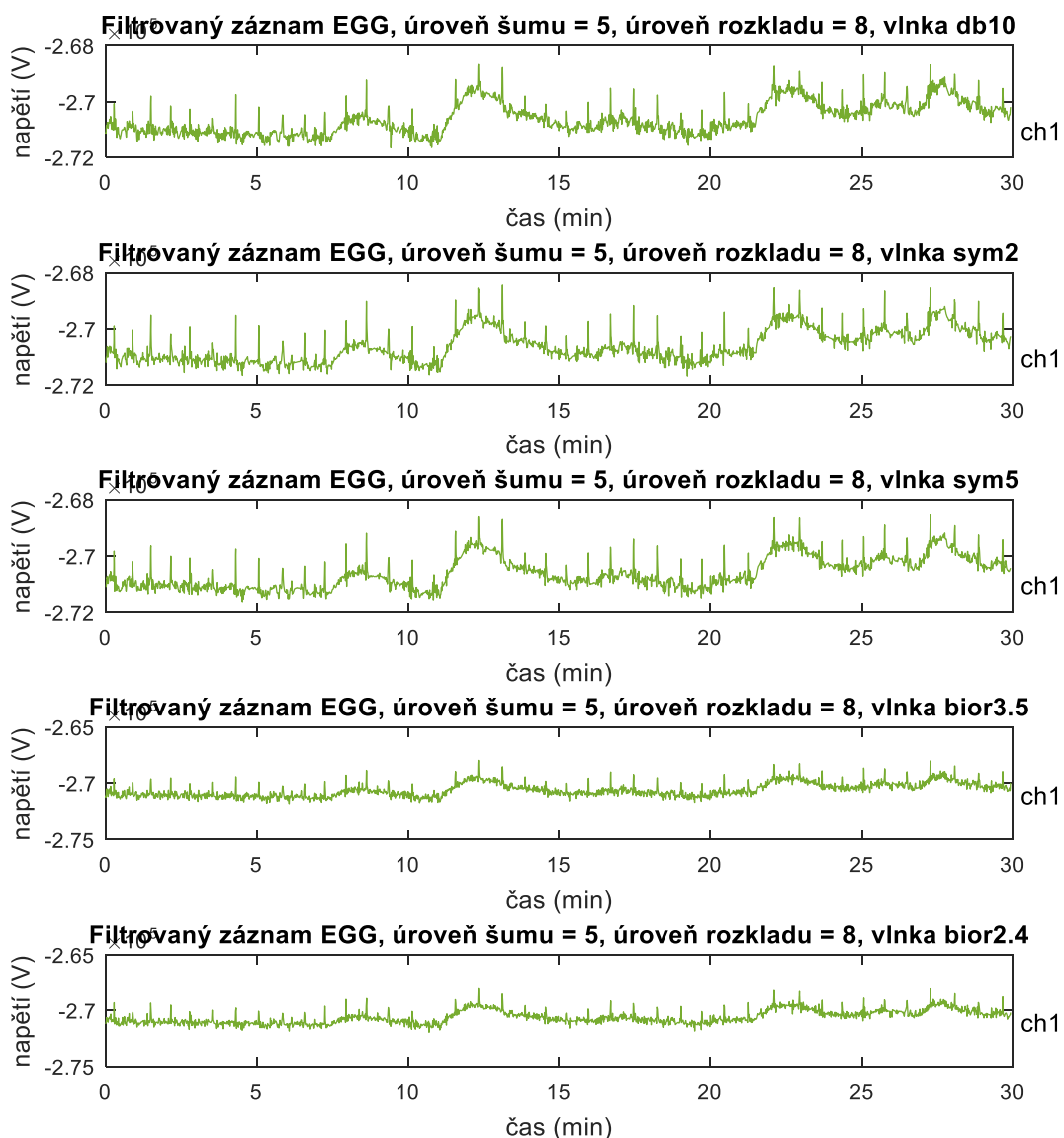
Příloha 19 Filtrovaný záznam EKG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 8 a vlnky db5, coif3, sym8, bior3.5 a bior2.4



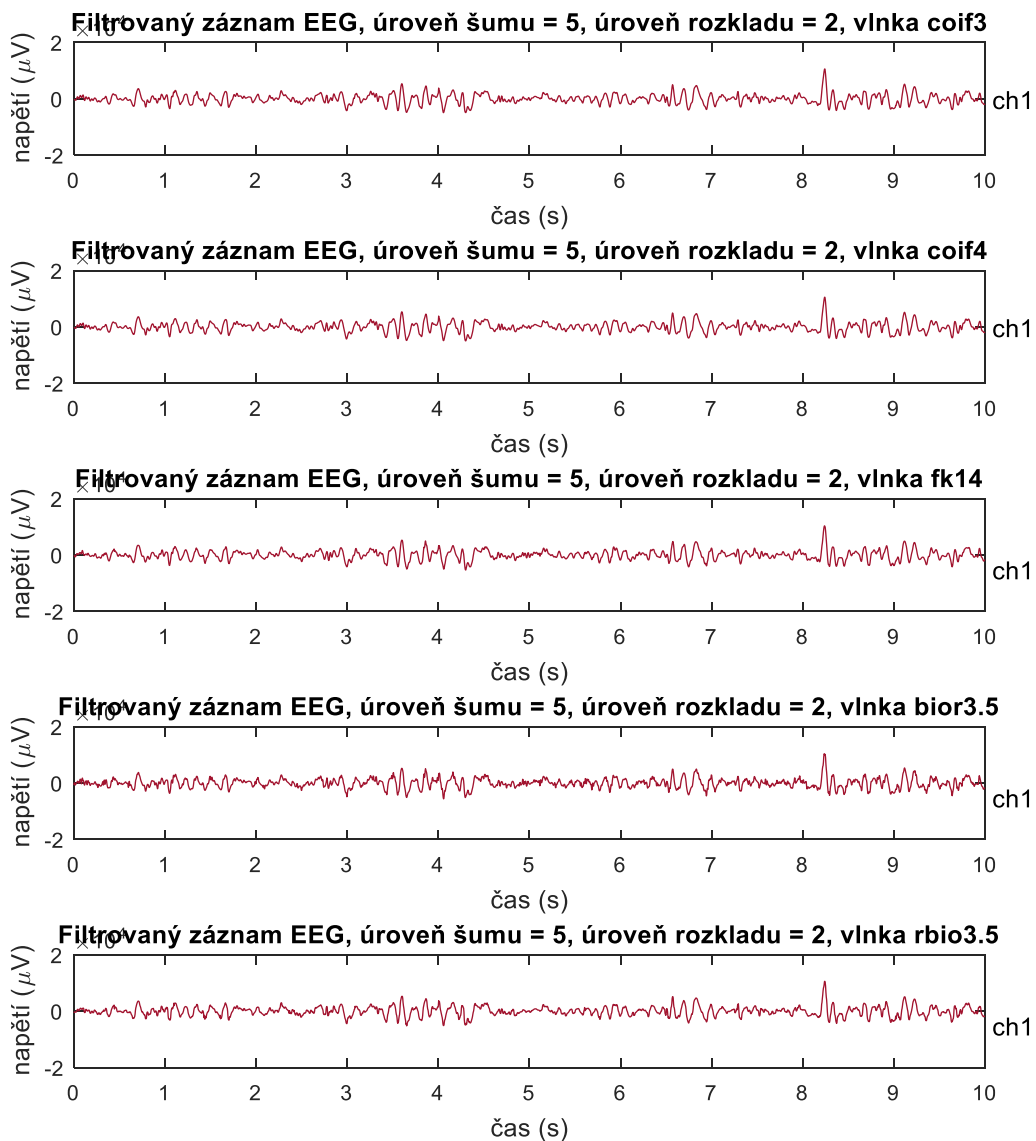
Příloha 20 Filtrovaný záznam EGG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 2 a vlnky db10, sym2, sym5, bior3.5 a bior2.4



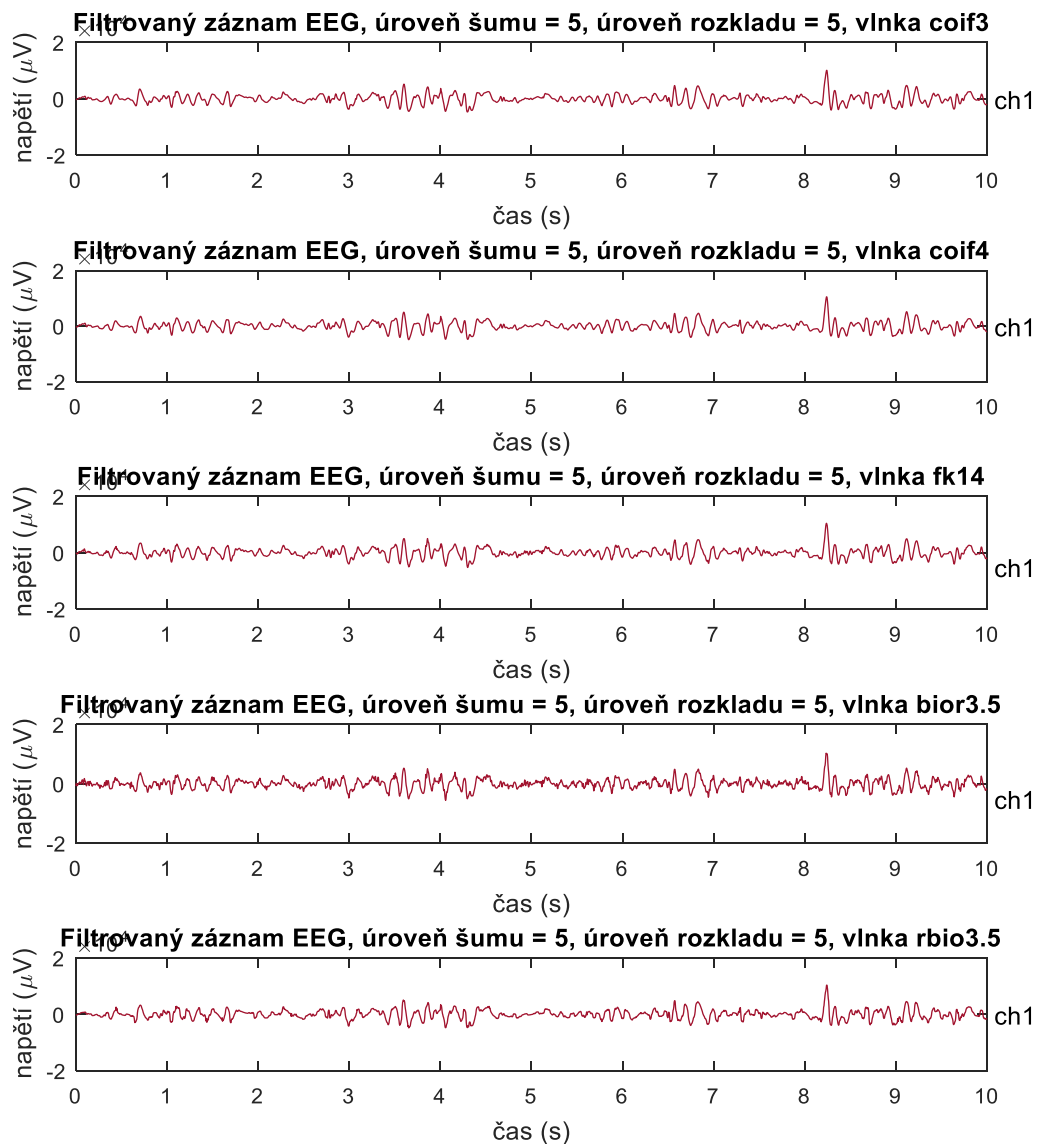
Příloha 21 Filtrovaný záznam EGG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 5 a vlnky db10, sym2, sym5, bior3.5 a bior2.4



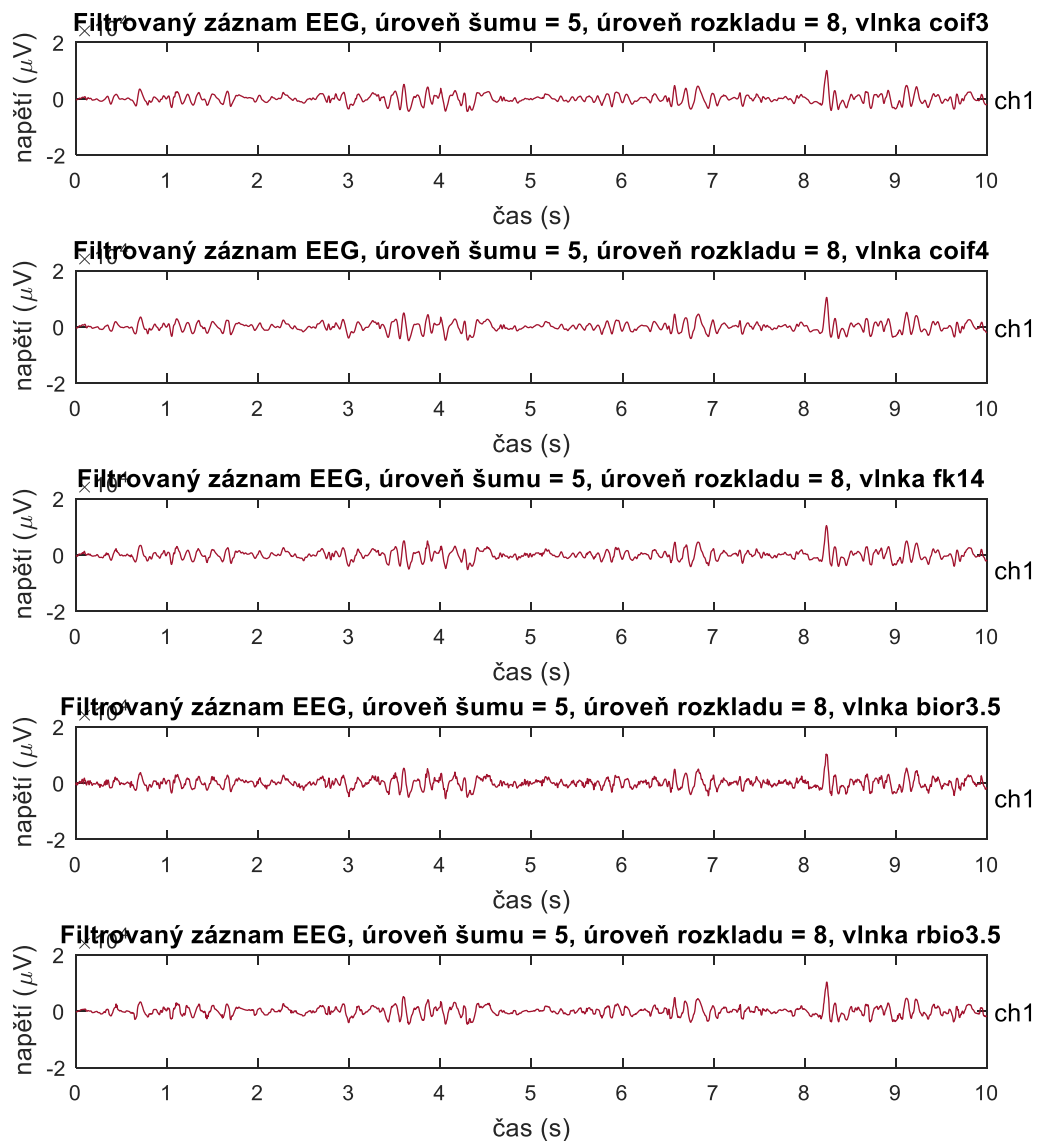
Příloha 22 Filtrovaný záznam EGG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 8 a vlnky db10, sym2, sym5, bior3.5 a bior2.4



Příloha 23 Filtrovaný záznam EEG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 2 a vlnky coif3, coif4, fk14, bior3.5 a rbio3.5



Příloha 24 Filtrovaný záznam EEG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 5 a vlnky coif3, coif4, fk14, boir3.5 a rbio3.5



Příloha 25 Filtrovaný záznam EEG s úrovní šumu 5
parametry filtrace – úroveň rozkladu 8 a vlnky coif3, coif4, fk14, bior3.5 a rbio3.5